

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

**Vergleich der marginalen und internen Passung
von im Kopierfräsverfahren gefertigten
Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Claudia Müller-Stahl
aus Ebersberg
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. F. Beuer MME

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 09.12.2015

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Keramiken in der Zahnheilkunde.....	3
2.1.1	Definition.....	3
2.1.2	Werkstoffkundliche Aspekte	5
2.1.3	Oxidkeramiken	7
2.1.3.1	Zirkonoxid.....	8
2.1.3.1.1	Vorkommen	8
2.1.3.1.2	Einsatzgebiete von Zirkonoxid	8
2.1.3.1.3	Struktur und Eigenschaften.....	9
2.2	Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen	13
2.2.1	Sintertechnologische Fertigung (Schichttechnik).....	13
2.2.2	Gusstechnische Fertigung	14
2.2.3	Presstechnische Fertigung	15
2.2.4	Maschinelle Gestaltung	18
2.2.4.1	CAD-CAM-Systeme.....	18
2.2.4.2	Kopierfrässysteme.....	21
2.3	Passgenauigkeit und Randschluss	26
2.3.1	Passgenauigkeitsuntersuchungen.....	27
2.4	Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit.....	31
3	Material und Methode.....	34
3.1	Übersicht	34
3.2	Herstellung der Meistermodelle	36
3.3	Kunststoffmodellation und Einbringen in den Zirkographen	38
3.3.1	Einzelkronenkäppchen.....	38
3.3.2	Brückengerüste	40
3.3.3	Positionsabgleich mit Zirkonoxidrohling	42
3.4	Fräsvorgang.....	43
3.5	Sinterprozess	48
3.5.1	Einzelkronenkäppchen.....	48
3.5.2	Brückengerüste	49
3.6	Aufpassen der Zirkonoxidgerüste	50
3.7	Zementierung der Gerüste.....	53

3.8	Herstellung der Schnittproben.....	54
3.9	Quantitative Randanalyse am Lichtmikroskop	57
3.10	Statistische Auswertung der Daten	60
4	Ergebnisse	61
4.1	Vergleich der Randspaltmesswerte	61
4.1.1	Überblick	61
4.1.2	Vergleich der Randspaltmesswerte innerhalb der Gruppen nach Zähnen, Typen und Zahnfläche	62
4.1.2.1	Einzelkronen	62
4.1.2.2	Brückenpfeiler.....	70
4.1.3	Vergleich der Randspaltmesswerte Krone gegen Brücke nach Zahn und Typ.....	79
5	Diskussion.....	84
5.1	In-vitro-Untersuchung.....	84
5.2	Material und Methode	85
5.3	Ergebnisse	92
5.3.1	Vergleich der Randspalten und Passgenauigkeiten	92
5.4	Schlussfolgerung für die Praxis	97
6	Zusammenfassung	98
7	Literaturverzeichnis	100
8	Anhang.....	114
8.1	Tabellen.....	114
8.2	Abbildungsverzeichnis.....	116
8.3	Tabellenverzeichnis.....	119
8.4	Materialliste.....	120
9	Danksagung.....	122

1 Einleitung

Vollkeramische Systeme stellen heutzutage in der restaurativen Zahnheilkunde eine Alternative von hohem Stellenwert zu metallkeramischen Restaurationen dar. Insbesondere Aspekte wie Ästhetik, Biokompatibilität und Wirtschaftlichkeit sprechen für die stetige Weiterentwicklung auf dem Gebiet der vollkeramischen Restaurationsmaterialien.

Mit der Erhaltung der eigenen Zähne und dem Ersatz verlorengegangener Zähne werden gesundheitliches Wohlbefinden und sozialer Status assoziiert [1]. Der Patient wünscht sowohl ästhetisch hochwertigen als auch langlebigen Zahnersatz, der von seinen natürlichen Zähnen kaum zu unterscheiden sein sollte. Nicht immer ist mit einer metallkeramischen Versorgung diesbezüglich ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erzielen. Vollkeramische Restaurationen hingegen weisen neben der höheren Kompatibilität mit den biologischen Strukturen des Menschen eine dem Zahnschmelz sehr ähnliche Lichttransmission auf, was – nicht zuletzt auch durch einen nahezu unsichtbaren Kronenrand – höchste ästhetische Ansprüche erfüllt [2].

Klinische Erfahrung und Frakturanalysen zeigen, dass ausreichend stabiler, vollkeramischer Zahnersatz mehrgliedriger Seitenzahnbrücken erst durch den Werkstoff Zirkonoxid möglich ist [3-11], während schon seit Jahren mit den glasinfiltrierten Oxidkeramiken Versorgungen ohne Metallgerüst für Einzelzahnkronen und Brücken im Frontzahnbereich eingesetzt werden [12-18]. Industriell vorgefertigte Rohlinge werden vor allem mit CAD/CAM-Systemen aber auch im Kopierfräsverfahren subtraktiv bearbeitet.

Da verschiedene Studien belegen, dass die mechanischen Eigenschaften von Zirkonoxid durchaus auch für mehrgliedrige Brückenversorgungen im Seitenzahngebiet ausreichend sind, korreliert die Langlebigkeit der Restauration vor allem mit deren inneren Passgenauigkeit und den marginalen Randspalten, wel-

1 Einleitung

che bei Werten von über 100 µm eine deutlich erhöhte Gefahr für die Entstehung einer Sekundärkaries, einer Pulpitis und die Schädigung des marginalen Parodontiums darstellen[19-31].

Die vorliegende Arbeit befasst sich aus diesem Grund mit der internen und marginalen Passung von Einzelkronen sowie von 14-gliedrigen Brücken, die im Kopierfräsverfahren mit dem Zirkograph der Firma Zirkonzahn hergestellt wurden. Hierbei soll festgestellt werden, ob die Messwerte generell im klinisch tolerierbaren Bereich liegen oder ob sich ein messbarer Unterschied zwischen den eher kleinen und den sehr großen 14-gliedrigen Restaurationen zeigt. Die Untersuchung behandelt damit auch die Frage, ob die bei diesem Verfahren zu berücksichtigende relativ große Sinterschrumpfung so exakt umzusetzen ist, dass es zu keinen Passgenauigkeitseinbußen bei steigender Restauraionsgröße kommt. Des Weiteren wurden die genauen Messpunkte am Stumpf untereinander verglichen, um herauszufinden, ob wiederkehrende Schwachpunkte festzustellen sind.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramiken in der Zahnheilkunde

2.1.1 Definition

Die Dentalkeramiken bilden, chemisch betrachtet, eine große Gruppe anorganischer Werkstoffe innerhalb der Gruppe der Nichtmetalle [15]. Die Definition für keramische Werkstoffe lautet gemäß der Deutschen Keramischen Gesellschaft folgendermaßen:

„Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu mindestens 30 % kristallin. In der Regel werden sie bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch eine Temperaturbehandlung, meist über 800 °C. Gelegentlich geschieht die Formgebung auch bei erhöhter Temperatur oder gar über den Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation.“ [32]. Aufgrund der vielseitigen Eigenschaften der Keramiken scheint eine reine Einteilung nach chemischen Gesichtspunkten unvorteilhaft, da so sehr viele unterschiedliche Werkstoffe innerhalb einer Gruppe zusammengefasst würden. *Schüller* [33] teilt die keramischen Werkstoffe nicht nur nach ihrer chemischen Zusammensetzung, sondern auch nach ihren unterschiedlichen Eigenschaften ein. Seine Unterteilung erfolgt in silikatkeramische Werkstoffe, wie z. B. Töpfergut, Ziegel und die Dentalkeramik (Feldspatkeramik), oxidkeramische Werkstoffe, wie z.B. Aluminiumoxid, Zirkonoxid und Magnesiumoxid, sowie nichtoxidische Werkstoffe, zu denen man u. a. die Nitride und Carbide, aber auch den Kohlenstoff und das Graphit zählt [15, 34].

Silikatkeramischen Werkstoffen liegt eine quasi amorphe Glasmatrix aus Siliziumoxid zugrunde, in der willkürlich verteilte Partikel als kristalline Phase eingebettet sind. Bei den oxidischen Keramiken dagegen findet sich hauptsächlich oder ausnahmslos eine kristalline Struktur, während nichtoxidische Keramiken

2 Literaturübersicht

für die Zahnmedizin ohne Bedeutung sind [33]. Aufgrund der Komplexität des Werkstoffes sind die Autoren bezüglich der Einteilung uneinig.

Aus werkstoffkundlicher Sicht werden zwei große Gruppen unterschieden – die Oxidkeramiken und die Silikatkeramiken. Letztere werden nochmals in die gesinterten Feldspatkeramiken und die gieß- und pressbaren Glaskeramiken unterteilt, während die Oxidkeramiken in Infiltrationskeramiken und dicht gesinterte Oxidkeramiken eingeteilt werden.

Weitere Einteilungen der Dentalkeramiken unterscheiden nach Herstellungsverfahren, klinischer Anwendung, wie z.B. Veneers, Inlays, Teilkronen, Brücken, Kronen, sowie nach Zementierungsart (z.B. adhäsiv oder konventionell).

Bei den Herstellungsverfahren teilt man grob in additive, wie die Formsinterung und das Guss- und Pressverfahren, und subtraktive Verfahren, wie das Kopierfräsverfahren und die CAD-CAM-Systeme ein (siehe Abb. 1 – Abb. 3).

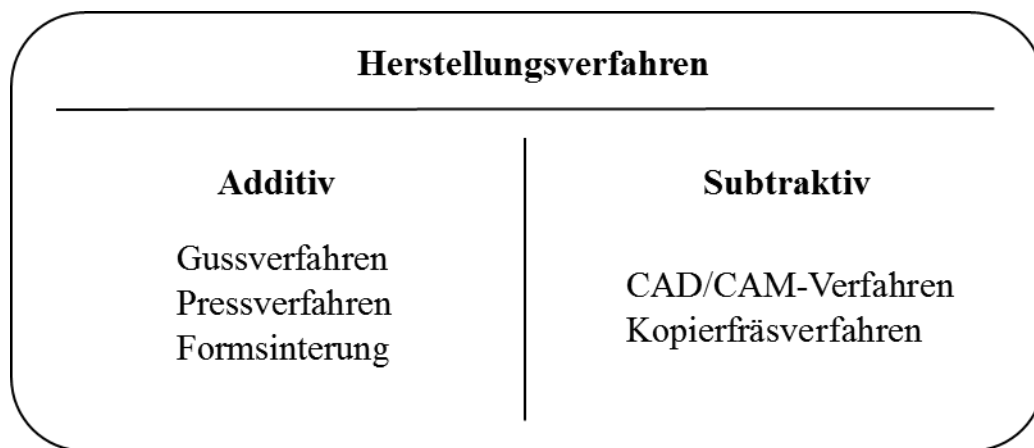


Abb. 1 Einteilung der Keramiken nach Herstellungsverfahren

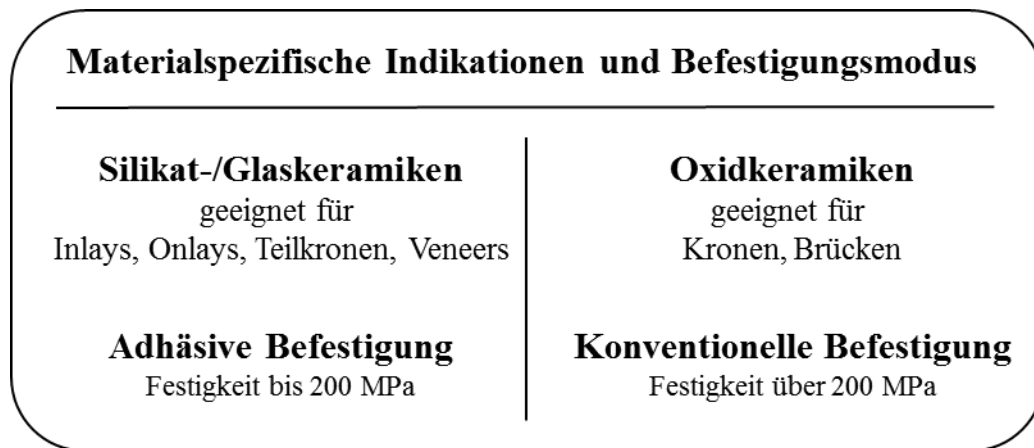


Abb. 2 Einteilung der Keramiken nach Befestigungsverfahren [35]

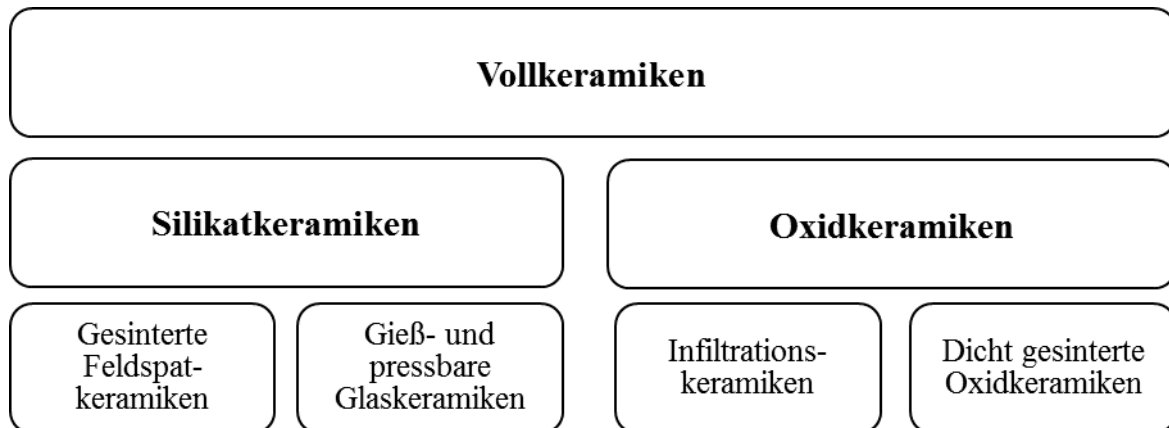


Abb. 3 Einteilung der Keramiken aus werkstoffkundlicher Sicht

2.1.2 Werkstoffkundliche Aspekte

Die für Keramiken charakteristische große Härte sowie die hohe chemische und thermische Beständigkeit ist auf die starken Bindungen zwischen den Atomen zurückzuführen. Allerdings haben diese starken atomaren Bindungen auch ein sehr hohes Elastizitätsmodul der Keramik zufolge, welches über dem der Metalle liegt [36]. Die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte und Wanderungen, welche zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen führen (Duktilität), können aufgrund der hohen Gitterenergien nicht stattfinden [37]. Aufgrund ihres hohen E-Moduls findet bei den Keramiken nach Überschreitungen der elasti-

schen Deformationsgrenze kein Übergang in eine plastische Verformung, sondern ein totales Versagen statt. Man spricht diesbezüglich auch von Spröbruchverhalten [36, 38]. Ein typisches Merkmal der Keramiken ist die deutlich höhere Toleranz gegenüber Druckkräften als gegenüber Zug- oder Scherkräften. Die Ursache dieser Eigenschaft liegt in der, durch Druckkräfte stattfindende, Komprimierung von Mikrorissen, die häufig aus verarbeitungsbedingten Poren oder chemischen Verunreinigungen entstehen. Durch den Druck wird ein Fortschreiten des Risses verhindert. Zugkräfte hingegen führen zu einer Erweiterung der Mikrorisse und somit zum beschleunigten Risswachstum, was in ungünstigen Fällen schon vor Erreichen der Bruchspannung zur Fraktur der Keramik führen kann. Die genannten Eigenschaften erschweren die Verwendung der Keramiken ohne die langjährig erfolgreich eingesetzte Metallunterstützung. Darum mussten Strategien gefunden werden, um das problematische Rissfortschreiten zu verhindern. Eine Möglichkeit ist die Umwandlungsverstärkung, die durch die Einlagerung geeigneter Kristallite zustande kommt. Die Kristallite können eine dreidimensionale Umstrukturierung vollziehen (martensitische Phasentransformation) [38-39]. Durch die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Form von Zirkonoxidkristalliten unter Spannungsbelastung kommt es zu einer 3-5%igen Volumenzunahme und damit zu einer Druckspannung im Gefüge, wodurch Risse komprimiert und somit deren Ausbreitung behindert wird [34, 39-44].

Eine weitere Möglichkeit zur Vermeidung des Risswachstums ist die Partikelverstärkung, bei der kleine kristalline Partikel in der Glasmatrix eingelagert werden. Zur Anwendung kommen hierfür z. B. Leuzit- oder Aluminiumoxidpartikel, an denen das Risswachstum durch Streuung der Energie gestoppt oder umgeleitet wird [38, 45].

2.1.3 Oxidkeramiken

Als Oxidkeramiken bezeichnet man einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Die Oxide werden aus unedlen Metallen mit sehr hohem Oxidationspotential gebildet, wodurch sie sehr stabil sind. Es werden hauptsächlich Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkonoxid- und Titanoxidkeramiken verwendet [43, 46].

In der Zahnheilkunde unterscheidet man glasinfiltrierte und dicht gesinterte Oxidkeramiken. Die Infiltrationskeramik besteht aus oxidkeramischen Mikropartikeln, aus welchen ein Gerüst zunächst offenporig vorgesintert wird und in welches anschließend, in einem zweiten Brennprozess, die Glasphase infiltriert wird. Das entstandene Keramikgerüst ist praktisch porenfrei. Das Infiltrationsglas, die dichte Kornpackung, sowie die Sinterbrücken zwischen den oxidkeramischen Partikeln, führen gemeinsam zu einer sehr hohen Biegefestigkeit und hohem Widerstand gegen Rissausbreitung [46-48]. Mit dem Anteil des Metalloxid-Kristallgehaltes steigt nicht nur die Festigkeit, sondern auch die Opazität des Materials. Infiltrationskeramiken werden als Gerüstwerkstoff für Kronen und Brücken eingesetzt und sollten aufgrund ihrer Opazität mit Verblendmassen versehen werden [43]. Ein bekannter Vertreter eines infiltrationskeramischen Systems ist das von der Firma *Vita* 1986 eingeführte In-Ceram-System [48].

Die dicht gesinterten Oxidkeramiken bestehen nur aus den kristallinen Metalloxiden. Sie haben keine Glasphase. In den nachfolgenden Kapiteln soll insbesondere das Zirkonoxid aufgrund seiner Relevanz für diese Arbeit genauer behandelt werden.

2.1.3.1 Zirkonoxid

2.1.3.1.1 Vorkommen

Das Element Zirkonium wurde 1789 von dem deutschen Chemiker Martin Klaproth entdeckt und als 40. Element des Periodensystems identifiziert [49]. Es kommt in natürlicher Form in vulkanischen Gesteinen vor und existiert dort in Verbindung mit Siliziumdioxid als Zirkon ($\text{ZrO}_2 \cdot \text{SiO}_2$) und als freies Oxid Baddeleyit (ZrO_2) [50].

Aufgrund seiner hohen Dichte von $4,6 \text{ g/cm}^3$ bildet es als Verwitterungsprodukt Sekundärlagerstätten an Sandstränden [51].

Zirkon wird vor allem an der Ostküste Australiens, in den USA, in Indien und in Südafrika abgebaut [52].

Allerdings wird für medizinische und speziell zahnmedizinische Anwendungen nicht das natürliche Zirkon bzw. Baddeleyit verwendet, sondern mit aufwendigen Methoden gereinigtes und neu synthetisiertes Zirkoniumoxid. Durch Beimengungen von Hafnium oder Uran kann ungereinigtes Zirkonium eine geringfügige, jedoch für medizinische Zwecke unzulässige Radioaktivität aufweisen (natürliches Baddeleyit kann bis zu 2% HfO_2 enthalten) [43].

2.1.3.1.2 Einsatzgebiete von Zirkonoxid

Zirkonoxid wird wegen seiner physikalischen Eigenschaften in vielen Bereichen verwendet.

Vor der Anwendung in der Zahnmedizin kam es bereits erfolgreich in der Hüftgelenks-Implantologie sowie in der Orthopädie zum Einsatz. Helmer und Diskrell veröffentlichten bereits 1969 als erste einen Artikel über Zirkoniumoxid als Biomaterial [49].

In der Zahnmedizin hielt es zunächst als Material für kieferorthopädische Brackets Einzug [53], später kam es auch als Material für ästhetische Stiftkernaufbauten sowie in der Implantologie als Implantat- oder Abutmentmaterial zum Einsatz [54]. Ein wichtiges Einsatzgebiet findet sich mittlerweile in der zahnärztlichen Prothetik als Gerüstmaterial für vollkeramische Restaurationen. Insbesondere die Konstruktion ausreichend stabiler, mehrgliedriger Brücken aus Vollkeramik im Seitenzahnggebiet wurde erst durch die Entdeckung des Zirkonoxids als Gerüstmaterial möglich. Allerdings ist Zirkonoxid aufgrund seiner dicht gesinterten Gefügestruktur sehr opak und konnte deshalb aus ästhetischen Gründen lange nur als Gerüst mit anschließender Verblendung aus silikatkeramischen Massen verarbeitet werden [55-56]. Die aktuelle Entwicklung hin zu höherer Lichtdurchlässigkeit ermöglicht heute jedoch auch vollanatomische bzw. monolithische Versorgungen, basierend auf einer neuen Zirkonoxid-Werkstoff-Generation, welche aufgrund ihrer sehr hohen Transluzenz zusätzlich zu ihren positiven Werkstoffeigenschaften auch ästhetische Vorteile bietet [57].

2.1.3.1.3 Struktur und Eigenschaften

„Zirkoniumoxid ist eine Strukturkeramik mit den zurzeit am besten für die Zahnheilkunde nutzbaren Materialeigenschaften (Biegefestigkeit von 900-1200 MPa)“ [48]. Es gehört aus werkstoffkundlicher Sicht zu den Oxidkeramiken, die sich durch extrem hohe Dichte, sehr feine Korngröße mit Porenfreiheit, geringem Glasanteil und äußerst geringe Verunreinigungen (<0,05%) auszeichnen [52-53].

Abhängig von der Temperatur existieren drei verschiedene Phasen. Unterhalb des Schmelzpunktes von 2680 °C besitzt Zirkonoxid eine kubische Kristallstruktur, die beim Abkühlen unter 2370 °C in eine tetragonale übergeht. Unterhalb 1250 °C findet sich der monokline Baddeleyit. Diese letzte Phasenumwandlung

2 Literaturübersicht

führt zu einem Volumenzuwachs von 3-5%, welcher so große innere Spannungen erzeugt, dass es nach der Sinterung von Baddeleyitbauteilen in der Abkühlphase zu spontanen Rissbildungen kommt [48]. Deshalb ist die Herstellung größerer Bauteile aus reinem Zirkonoxid nicht möglich [50].

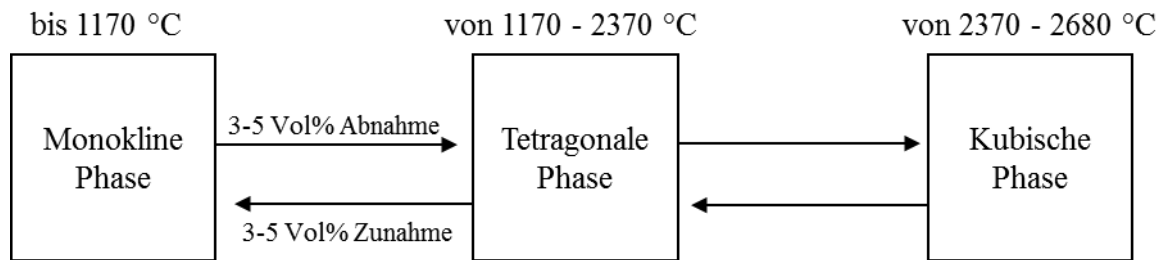


Abb. 4 Umwandlung der ZrO₂-Phasen in Abhängigkeit von der Temperatur [52]

Das Problem dieser schädlichen Volumenausdehnung konnte durch Zugabe stabilisierender Oxide (MgO, CaO oder in der Regel Y₂O₃) gelöst werden. Die Beimengung führt zur Beständigkeit der tetragonalen Phase als tetragonales polykristallines Zirkonoxid, welches auch als TZP (tetragonal zirconia polycrystal) bezeichnet wird. Insbesondere ist für die finale Materialqualität die homogene Einarbeitung der Stabilisierungskomponente Y₂O₃ (Yttriumoxid) entscheidend. Diese homogene Einarbeitung wird über den mehrstufigen Sol-Gel-Prozess ermöglicht, durch den die Mischung gewissermaßen auf atomarer Ebene eingestellt wird [48].

Wird ein nicht ausreichend stabilisiertes Oxid zugegeben, erhält man ein teilstabilisiertes Zirkonoxid (PSZ, partially stabilized zirconia) anstatt der vollstabilisierten Form (TSZ, totally stabilized zirconiumoxide).

Bei Raumtemperatur besteht PSZ aus zwei oder mehr gut vermischten Phasen. Durch die Beifügung von 2-3 Vol% oder 5 mol-% Yttriumoxid, oder 8 Vol-% MgO kann die Stabilisierung der tetragonalen Phase als Hauptphase erreicht

werden. Hier finden sich innerhalb der tetragonalen Matrix metastabile tetragonale und monokline Partikel, die auch PSZ-Partikel genannt werden.

Die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase bei der Abkühlung wird auch noch zusätzlich durch die Verwendung sehr kleiner Kristallite mit Korngrößen $<0,3\ \mu\text{m}$ gehemmt. Zirkonoxid hat mit $<0,4\ \mu\text{m}$ eine sehr feinkörnige Mikrostruktur [58].

Die im TZP fein verteilten PSZ-Partikel bleiben nach dem Sintern aufgrund des Drucks der umgebenden stabilen tetragonalen Kristalle auch bei Raumtemperatur in einer metastabilen tetragonalen Phase [59]. Erst beim Auftreten von Rissen durch Belastung wandeln sich diese Kristalle in die monokline Form um. Der damit verbundene Volumenzuwachs führt nun dazu, dass das Spannungsfeld der Rissspitze abgeschwächt und das Fortschreiten des Risses behindert oder im besten Fall gestoppt wird, und somit der katastrophale Bruch weitgehend vermieden werden kann. Man nennt die durch diesen Prozess hervorgerufene Verstärkung auch Umwandlungs- oder Transformationsverstärkung [48].

Die Phasenumwandlung von tetragonal nach monoklin findet hier nicht aufgrund von Temperaturänderung, sondern durch die Energieinduktion an einer Rissspitze, statt. Hier liegt die Ursache für eine der herausragendsten Eigenschaften des TZP, nämlich dem hohen Widerstand des Materials gegen einen entstandenen Riss. Es muss zusätzliche Energie zugeführt werden, um ein weiteres Fortschreiten des Risses überhaupt zu ermöglichen [52]. Diese Transformation entspricht der martensischen Umwandlung von Stahl, weshalb Zirkonoxid auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet wird [60]. Somit können vollkeramische Brücken aus Zirkonoxid annähernd gleichwertig wie Metallgerüste gesehen und für dieselben Indikationsbereiche verwendet werden [5-6, 44, 56].

2 Literaturübersicht

Die zahntechnische Herstellung von Restaurationen aus dicht gesinterten Oxidkeramiken wird durch die sehr hohe Sintertemperatur, die große Sinterschrumpfung sowie die große Härte des fertig gesinterten Materials erschwert [43]. Daher werden Werkstücke aus Zirkonoxid meist mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken gefräst, was den Vorteil eines konstant sehr homogenen Gefüges von hoher Qualität mit sich bringt [8, 61].

Der industriell hergestellte Rohling kann entweder im dicht gesinterten Zustand oder im vorgesinterten Stadium als sogenannter Grünling beschliffen werden.

Die Verarbeitung des dicht gesinterten Materials bringt allerdings einen enormen Werkzeugverschleiß und sehr lange Fräszeiten mit sich. Die Vorteile der Grünlingsbearbeitung liegen daher in der Zeitersparnis beim Fräsvorgang und der Schonung des Werkzeugs sowie des Werkstücks aufgrund der Weichheit des Materials [55]. Allerdings muss das Material nach der Bearbeitung noch nachgesintert werden, wodurch es zu einer Schrumpfung kommt, welche zuvor bei der Konstruktion berücksichtigt werden muss [10, 56].

2.2 Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen

Für die Herstellung keramischer Gerüste stehen unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Prinzipiell unterscheidet man additive Methoden, wie die Formsinterung, das Guss- und das Pressverfahren von den subtraktiven Methoden, zu denen die CAD/CAM-Technik, aber auch die Kopierfräsverfahren zählen.

2.2.1 Sintertechnologische Fertigung (Schichttechnik)

„Der Sinterbrand ist das klassische Verarbeitungsverfahren keramischer Werkstoffe.“ [48]. Dabei handelt es sich prinzipiell um Teilchenverschmelzungen eines heterogenen, anorganischen, partikelförmigen Ausgangsmaterials kristalliner oder durch Vorfritten kristallin/amorph glasiger Struktur zu einem keramischen Festkörper [48].

Verwendung als Sinterkeramik finden Feldspatkeramiken, die aus den drei Basisstoffen Feldspat, Quarz und Kaolin aufgebaut sind [62].

Sinterkeramiken werden als Pulver mit Flüssigkeit (destilliertes Wasser mit evtl. auch organischen Zusätzen) angemischt und modellierend auf einen feuerfesten Stumpf, auf Platinfolie oder ein anderes Gerüstmaterial aufgetragen. Zur Minderung der Brennschwindung und zur Erhöhung der Brennobjektdichte werden sie erst kondensiert und anschließend, meist unter Vakuum mit dem Vorteil der Entgasung, aber auch der Erhöhung von Dichte, Transparenz, Farbsicherheit und Polierbarkeit sowie einer Festigkeitssteigerung, gebrannt [63].

Das sogenannte Sintern findet bei Temperaturen von ca. 900 °C statt und verdichtet das Gefüge der geformten Rohmasse bei einer gleichzeitigen Volumenschrumpfung von bis zu 40 Vol%. Diese große Volumenveränderung wirkt sich erschwerend auf die Gestaltung und die Passfähigkeit individueller keramischer Objekte aus, weshalb der Aufbau von keramischen Restaurationen bei sinter-

technologischer Fertigung im dentalen Bereich in Schichten erfolgt, die einzeln nacheinander aufgetragen und gebrannt werden. Der additive Schichtaufbau gestattet nicht nur den Brennschwundausgleich durch korrigierende Formgestaltung, sondern auch einen, dem natürlichen Zahn nachempfundenen Farbaufbau durch Materialschichtung aus opakeren und stabileren Kernmassen, sowie transparenteren Dentin- und Schmelzmassen [40, 48].

Mikroskopische Studien belegen, dass bei Feldspatkeramiken die Bruchlinien in der Regel die Glasmatrix durchlaufen. Deshalb ist ihre Zug- und Biegefestigkeit vergleichbar mit der einfacher Silikatgläser, welche bei ca. 100-200 MPa liegt [43, 62]. Daher beschränkt sich die Indikation von gesinterten Feldspatkeramiken auf adhäsiv befestigte Inlays, Teilkronen und Veneers [15]. Durch einen mikromechanisch-chemischen, kraftschlüssigen Verbund von Zahnschmelz mit Befestigungskomposit und keramischer Matrix werden die Restzahnschubstanz und die primär instabile Restauration im Sinne einer Verbundkonstruktion gegeneinander ausreichend stabilisiert [64].

2.2.2 Gusstechnische Fertigung

Bei der Gusstechnik werden zur Herstellung von dentalen Restaurationen Glaskeramiken verwendet. Diese liegen im Ausgangszustand als Gläser vor. „Die Bezeichnung 'Glas' charakterisiert eine Stoffmenge, die nach einem Schmelzvorgang zu einer amorphen, homogenen Phase erstarrt und dabei keine Kristallisation aufweist“ [65]. Glaskeramiken besitzen eine amorphe Struktur, deren Endmikrostruktur durch eine gesteuerte, partielle Kristallisation, ausgehend von Kristallisationskeimen, entsteht [6]. Die mineralische Masse entsteht folglich erst während der Abkühlung aus der Glasphase im geschmolzenen Zustand.

Die Festigkeit und Transluzenz des fertigen Werkstücks werden durch die Art, Zahl und Größe der Kristalle bestimmt [48]. Durch Veränderung der Anzahl

und Art der Kristallisationskeime können das Kristallwachstum, der Kristallanteil und die Kristallverteilung beeinflusst werden. Somit hat man die Möglichkeit, Glaskeramiken mit verschiedenen Eigenschaften zu erhalten [6, 40, 66].

Bei der Gusstechnik wird die Restauration erst aufgewachst und der Rohling aus nicht eingefärbtem, transparentem Glasmaterial wie bei dem Lost-Wax- Verfahren gegossen [67]. Der so erhaltene Glasrohling wird nun sauber ausgearbeitet und mit Spezialeinbettmasse umgebettet. Zur Erzielung einer intra-strukturellen Kristallisation (Keramisierung) wird die Muffel 6 Stunden lang bei 1075 °C getempert. Während dieser Zeit findet das Kristallwachstum statt, welches zu einer deutlichen Erhöhung der Festigkeit führt. Das Keramisieren führt jedoch auch zu einer Kontraktion, die durch eine Beschichtung des Modellstumpfes zu kompensieren ist [63]. Das Material ist nach dem Keramisieren opak [68]. Die individuelle Farbgestaltung erfolgt durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben, sowie die Verwendung eines farblich individuell abgestimmten Befestigungszementes.

Die bekanntesten gegossenen Glaskeramiken sind Dicor (Dentsply DeTrey, Konstanz) [34, 65] und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl (Kyocera, San Diego, USA). Dicor ist aufgrund schlechter Langzeitbewährung und der Möglichkeit durch moderne Presstechnologien den Zahnersatz einfacher und eleganter herzustellen, weitgehend vom Markt verschwunden [40, 48].

2.2.3 Presstechnische Fertigung

Das IPS-Empress-System der Firma Ivoclar (Schaan, Liechtenstein) kam Ende der 80er Jahre auf den Markt [69-71] und löste Anfang der 90er Jahre die Gusstechnik in sehr kurzer Zeit als erstmals in der Zahntechnik eingeführtes Pressverfahren ab. Die einfachere und schnellere Presstechnik lieferte die besseren

technischen Ergebnisse und darf inzwischen zu den etablierten Verfahren zur Herstellung von dentalen Restaurationen gezählt werden [72].

Glaskeramische Materialien werden in einen zähplastischen Zustand versetzt und in Hohlformen verpresst. Bei IPS-Empress handelt es sich um eine leuzit-verstärkte Glaskeramik, die im Lost-Wax-Verfahren verarbeitet wird. Die aus Wachs modellierte Restauration wird mit spezieller Einbettmasse in eine Muffel eingebettet und diese im Ofen auf 800°C vorgewärmt. Ein vorgefertigter Keramikrohling wird in ein Reservoir gelegt, dem ein Aluminiumoxid-Presskolben aufsitzt und im elektronisch gesteuerten Pressofen auf 1100°C aufgeheizt. Bei einem Druck von 3,5 bar erfolgt nach Plastifizierung des Glaskeramikblocks pneumatisch der Pressvorgang [48]. Die Restauration kann entweder fertig gepresst und mittels Oberflächenbemalung individualisiert werden oder es wird nur ein Gerüst gepresst, das anschließend mit der Schichttechnik verblendet wird [43, 67]. Die Rohlinge sind vom Hersteller bereits vollständig durchgesintert erhältlich, so dass bei der zahntechnischen Verarbeitung keine Sinterschrumpfung mehr auftritt. IPS Empress 1 ist vornehmlich für adhäsiv befestigte Inlays, Onlays, Veneers, Teil- und Vollkronen geeignet, nicht jedoch für konventionell zementierte Vollkronen [48]. Auch adhäsiv befestigte Kronen im Seitenzahnbereich wiesen nach anfänglich guten klinischen Erfahrungen eine Misserfolgsrate von bis zu 12 % nach 6 Jahren auf und sind daher kritisch zu bewerten [73].

Dieses Pressverfahren ist durch zahlreiche Vorteile gekennzeichnet. Zum Beispiel kann das Basismaterial aufgrund der niedrigen Schmelztemperatur leicht bereits industriell verschieden eingefärbt werden und im Unterschied zur Gießtechnik ist kein nachträgliches Keramisieren erforderlich.

Außerdem kann die Pressung mit Keramikmassen unterschiedlicher Transluzenz durchgeführt werden und der zervikale Randschluss sowie die interne Passung sind sehr gut.

Mit der Keramik IPS Empress 2 gelang es Ivoclar Vivadent Ende der 90er Jahre [74-76] die mechanischen Parameter ihrer neuen Presskeramik gegenüber den Leuzit- und Feldspatkeramiken wesentlich zu verbessern (Anstieg der Biegefestigkeit von 120 auf 350 MPa und der Bruchzähigkeit von 1,3 auf 3,2 MPam^{1/2}), so dass das Material als Komplett- oder Gerüstwerkstoff für Kronen und dreigliedrige Frontzahnbrücken empfohlen wird [48]. Laborseitige sowie klinische Erfahrungen fielen bislang positiv aus [77-78]. Es wird über eine 100%ige Erfolgsquote in einer klinischen 5-Jahresstudie für Einzelkronen, hingegen von einer 6%igen Misserfolgsrate für dreigliedrige Front- und Prämolarenbrücken berichtet, weshalb diese Brücken nur bei strenger Beachtung der klinischen Verhältnisse und der Herstellerangaben zu empfehlen sind [79].

Für das Nachfolgeprodukt von IPS Empress 2 mit dem Namen IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent), welches 2004 mit verbesserten Eigenschaften auf den Markt kam, wird ein ganz neues Verfahren zur Fertigung der Pressrohlinge aus Massivglas angewendet. Zunächst werden die Hauptbestandteile wie Quarz, Lithiumdioxid, Phosphoroxid und Kaliumoxid mit zusätzlichen Komponenten zur Farb- und Transluzenzsteuerung in Pulverform gemischt und bei ca. 1500 °C geschmolzen, um dann in Metallformen zum Rohling gegossen zu werden. Es entsteht ein hochreiner, transparenter Glaszylinder, der eine optimale Qualitätskontrolle erlaubt. Danach folgt eine zweite zweistufige Temperaturbehandlung, durch die das Wachstum von Lithiumdisilikatkristallen ermöglicht wird, welche durch den späteren Heißpressprozess bei 920°C noch weiter wachsen können. So kann ein kristalliner Anteil von 60-70 Volumenprozent erreicht werden, der zu optimierten mechanischen (Biaxialfestigkeit 440±40 MPa und Bruchzähigkeit

von 2,5-3,0 MPa m^{1/2}), sowie optischen Eigenschaften führt [48]. Indikationen für IPS e.max Press sind Einzelzahn-Restaurationen, Brücken im Front- und Prämolarenbereich sowie Implantat-Suprastrukturen, minimalinvasive Inlays/Onlays (1 mm) und dünne Veneers (0,3 mm). Es besteht die Möglichkeit Gerüste zu fertigen, die voll verblendet werden oder vollanatomische Restaurationen nur noch charakterisieren [80].

2.2.4 Maschinelle Gestaltung

Im Gegensatz zur sintertechnologischen additiven Gestaltung von Restaurationen und zur modellidentischen Formgebung durch Gießen und Pressen keramischer Werkstoffe gibt es auch die Möglichkeit der Gestaltung durch spanabtragende subtraktive Verfahren mittels Schleifen oder Fräsen aus industriell vorgefertigten Rohlingen. Aufgrund der industriellen Vorfertigung können verbesserte mechanische Eigenschaften wie Festigkeit und Abrasivität sowie höhere Strukturhomogenität erreicht werden. Systeme zur maschinellen Gestaltung von Keramikwerkstücken sind CAD/CAM-Systeme, Kopierschleifsysteme und sonerosive Systeme [48]. Letztere haben in der zahnärztlichen Praxis keine Bedeutung erlangt und sollen darum hier nicht weiter behandelt werden [81].

2.2.4.1 CAD-CAM-Systeme

Die ersten Schritte in Richtung der heutzutage weitverbreiteten CAD/CAM-Technologie wurden bereits vor über 30 Jahren von François Duret, Dianne Rekow und Werner Möhrmann unternommen [48, 82].

CAD steht als Abkürzung für Computer-Aided-Design und somit für die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer. CAM ist die Abkürzung für

Computer-Aided-Manufacturing, worunter die Herstellung des Zahnersatzes durch automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten zu verstehen ist [83].

Allerdings war bis Anfang der 90er Jahre die Entwicklung dieser Systeme noch nicht so weit ausgereift, dass qualitativ hochwertige Restaurationen rationell hergestellt werden konnten. Die Ansprüche an Messtechnik und Computer waren für den damaligen Stand der Technik noch zu hoch. Daher ging das Interesse an CAD/CAM-Entwicklungen bis Mitte der 90er Jahre vorerst zurück. Erst in der letzten Zeit trat die CAD/CAM-Technologie aufgrund der rasanten Entwicklung in der Chiptechnologie und den Fertigungsverfahren seinen Siegeszug an, so dass mittlerweile fast jede Dental-Firma an einem eigenen CAD/CAM-System arbeitet, mit dem vor allem oder ausschließlich Zirkonoxid verarbeitet wird [62, 84-85].

Die computergestützten Fertigungssysteme erlauben eine weitgehend automatisierte Herstellung dentaler Restaurationen.

Ein CAD/CAM-Fertigungsprozess im Dentalbereich baut auf drei Schritten auf:

1. Die computergestützte optische oder mechanische 3D-Datenerfassung der Präparation
2. Die computergesteuerte Konstruktion mit Hilfe der CAD-Software (CAD)
3. Das Fräsen oder Schleifen des Zahnersatzes mittels einer CNC-Maschine (CAM) [48, 55, 62]

CAD/CAM-Systeme können nicht nur für Keramiken, sondern auch für Edelmetall- oder Titanrestaurationen verwendet werden [86]. Das primär verfolgte Ziel ist, die dreidimensionale Form des Stumpfes präzise zu duplizieren [87]. Im

Idealfall laufen sämtliche Produktionsschritte von der 3D-Datenerfassung, der Generierung und Aufbereitung des Datensatzes, bis zum Fräsvorgang vollautomatisch ab [88]. Für die Datenerfassung stehen prinzipiell taktile bzw. mechanische und berührungsfreie optische Digitalisierungsverfahren zur Auswahl [30, 87, 89]. Sie kann entweder intraoral oder extraoral anhand von Stumpfmodellen stattfinden [89], wobei intraoral nur optische Flächensensoren aufgrund ihrer kürzeren Messzeiten in Frage kommen. Bevorzugt werden derzeit ohnehin die extraoralen Vermessungsmethoden, da im Gips sehr gute Verhältnisse für optische Vermessungen herrschen und keine Störfaktoren wie Blut, Speichel oder Nachbarzähne das Ergebnis beeinträchtigen [55].

Die erfassten Daten müssen anschließend aufbereitet werden (CAD). Dabei werden zum Beispiel fehlende Außen- und Kauflächen mit Hilfe des Computers rekonstruiert, wofür gespeicherte Bibliothekszähne, aber auch die digitalisierte Situation vor der Präparation oder gescannte konventionell in Wachs hergestellte Restaurationen herangezogen werden [88].

Danach wird die CAD-Konstruktion an die Fräseinheit übermittelt, welche aus einem Materialblock, dem sogenannten Rohling, die Restauration herausfräst [55]. Der Rohling besteht aus Materialien, welche unter optimalen und konstanten Bedingungen industriell hergestellt wurden. Diese Tatsache garantiert höchste Homogenität, Reinheit und somit Qualität des Materials [61-62, 83].

Meist werden Zirkonoxidrohlinge verwendet, welche eher selten als kreideweiche Grünkörper, häufig aber im vorgesinterten Zustand als sogenannte Weißlinge verarbeitet werden. Außerdem sind noch Zirkonoxidrohlinge im gehipten, d.h. heiß-isostatisch gepressten Zustand erhältlich [90].

Da bei der Grün- und Weißkörperbearbeitung das Gerüst nach dem Fräsen noch gesintert/nachgesintert werden muss, kommt es durch den Sinterprozess zu einer Schrumpfung, die bei der Konstruktion berücksichtigt werden muss [10, 56, 90]. Von Vorteil ist jedoch die schonendere Fräsung für Werkzeug und Maschine, sowie die Zeitersparnis beim Fräsvorgang [11, 55, 91]. Dicht gesinterte Rohlinge haben den Nachteil von längeren Bearbeitungszeiten, deutlich höherem Werkzeug- und Maschinenverschleiß, sowie einer eventuellen Randzonenschädigung des Werkstücks. Allerdings gibt es hier keine Einbußen an Form- und Maßgenauigkeit durch Nachsinterung [8, 10, 56].

2.2.4.2 Kopierfrässysteme

Beim Kopierfräsverfahren handelt es sich um ein sehr präzises und technologisch einfaches Verfahren zur Herstellung von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz aus Vollkeramik und insbesondere aus Zirkonoxid. Besonders interessant werden die Kopierfrässysteme einerseits durch das breite Indikationsspektrum, welches durch sie abgedeckt werden kann und andererseits durch die niedrigen Einstandspreise, welche bereits kleinen Labors den Einstieg in die Zirkonoxid-Technologie ermöglichen [92-93]. Bei den Kopiergeräten handelt es sich im Prinzip um 3D-Panthographen [93], bei denen man versuchte die Grundidee eines Schlüsselkopiergerätes zu übernehmen und in die Praxis umzusetzen [94].

Für diese Arbeit wurde mit der Zirkon-Zahn-Apparatur (Zirkograph, Zirkonzahn GmbH, Fa. Steger, Gais), welche seit Frühjahr 2005 auf dem Markt ist, gearbeitet. Es handelt sich hier um ein manuell bedientes Kopierschleifverfahren beim dem eine vorhandene Kunststoffmodellation abgetastet und mit einem festen Vergrößerungsfaktor aus einem Zirkonoxidblock herausgefräst wird.

2 Literaturübersicht

Das System besteht aus folgenden Komponenten:

- Pantographische Kopierfräsmaschine
- Absauganlage
- Sinterofen
- Gerüstwerkstoff ZirkonZahn Ice
- Verblendkeramikmassen [90]

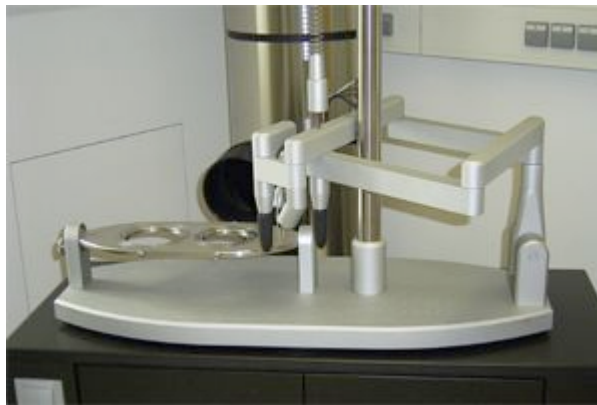


Abb. 5 Der Zirkograph mit Absauganlage [90]

Das Rohlingsmaterial Zirkonoxid wird in einem vorgesinterten und daher kreideähnlichen Zustand (vorgesinterter „Grünling“) mit Hartmetallfräsen ohne Wasserkühlung verarbeitet, während es bei anderen maschinellen Verfahren auch im komplett durchgesinterten oder teilgesinterten Zustand („Weissling“) mit Diamanten und unter Wasserkühlung bearbeitet wird. Der Grünling hat eine offene Porosität, was beim Sintern zu einem linearen Schwund von mehr als 25% führt und in der Werkstücksgestaltung zu berücksichtigen ist. Der Weissling hingegen hat beim Vorsintern bereits eine Materialschrumpfung von ca. 5% erfahren und schrumpft daher beim Sinterprozess nur noch um 20% linear [95].



Abb. 6 Das Zirkonoxid-Gerüstmaterial ZirkonZahn Ice (Grünling) [90]

Mit dem Zirkographen wird nach dem pantographischen Prinzip eine in Originalgröße modellierte Restauration mit einem festeingestellten Vergrößerungsfaktor gefräst, so dass der Schrumpf, der beim Dichtsintern des Grünlings verursacht wird, ausgeglichen werden kann. In die rechte Aufnahmevorrichtung der Fräsapparatur wird das in Originalgröße modellierte Kunststoffgerüst, welches zuvor in einer der Gerüstform entsprechend geöffneten Kunststoffplatte mit Sekundengel (Super Attac, Loctite, Milano, Italien) montiert wurde, eingespannt. Die linke Vorrichtung wird danach mit einem in der Größe passenden Zirkonoxidrohling, aus welchem das vergrößerte Gerüst manuell gefräst wird, ebenfalls mittels Sekundengels (Super Attac) bestückt. Der Fräsvorgang erfolgt mit aufeinander abgestimmten Tast- und Fräsinstrumenten. Die linke Hand führt die Fräse, während die rechte Hand das Abtasten der Modellation überwacht.

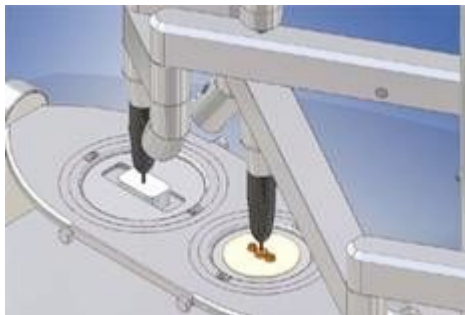


Abb. 7 Das pantographische Prinzip [90]

2 Literaturübersicht

Das Grundinstrumentarium ist in 5 Größen von Grob bis Fein (0,6 mm Ø) abgestuft. Zusätzlich sind zahlreiche Sonderinstrumente erhältlich. Zudem können die Einspannplatten in zwei Achsen bewegt werden, so dass nahezu alle Modelationen auch getastet und gefräst werden können.

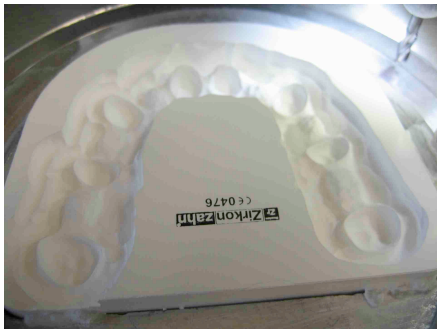


Abb. 8 Fräsen des vergrößerten Gerüsts



Abb. 9 Die Kunststoffmodellation

Zum Einfärben vor dem Dichtsintern stehen Farboxide in Form von 16 Vita-Classical Farben zur Verfügung. Nach dem kompletten Durchsintern der gefertigten Gerüste werden diese konventionell verblendet [90, 95]. Hierfür wurde von Enrico Steger eine speziell auf das Gerüstmaterial abgestimmte Verblendkeramik (Zirkon ICE-Keramik, ZirkonZahn) entwickelt. Der Indikationsbereich für den Zirkographen ist sehr groß, da alle Arten von Präparationen gefräst werden können. Dies gilt für zirkuläre Stufen, tiefe und leichte Hohlkehlen aber auch für vielfältige Konstruktionstypen von Implantataufbauten, Inlaybrücken und bis zu 14-gliedrigen Verblendbrücken. Alle Divergenzen können ohne Ausblocken getastet und gefräst werden und aufgrund der möglichen Durchfärbung können die Ränder auch unverblendet bleiben [96].

Weitere Kopierfrässysteme sind das Celaysystem (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Schweiz), das Ceramill Base-System (Aman Girrbach, Pforzheim), das Z-System (Schick Dentalgeräte, Schemmerhofen) sowie Tizian Mill (Schütz Dental, Rosbach) [92, 97].

2.3 Passgenauigkeit und Randschluss

Der langfristige Erfolg einer prothetischen Restauration hängt nicht nur von deren Stabilität und Ästhetik ab, sondern auch vom gestaltungs- und materialbedingten Einfluss auf die umgebenden biologischen Gewebe [98]. Den stärksten Einfluss auf das sensible Parodontium übt der Übergang des Zahnes zur Restauration aus, da hier eine ungünstige Plaqueretentionsstelle entsteht [99-101]. Vor allem die Entstehung von Sekundärkaries und parodontalen Schädigungen, welche mit dieser Tatsache eng in Verbindung stehen, sind meist die Ursache für den vorzeitigen Verlust der Restauration [22, 29, 102-112]. Da dieser Kronenrandbereich den Schwachpunkt einer jeden Restauration darstellt, sollte er so klein wie möglich sein. Man spricht von einem idealen Randschluss, wenn der Kronenrand der Präparationsgrenze durchgehend spaltfrei anliegt und keinerlei Über- oder Unterkonturierung sichtbar oder tastbar sind [21, 27, 100]. Allerdings ist man sich einig, dass ein solcher fugenloser Übergang technisch und materialbedingt nicht zu realisieren ist [113-115]. Es sollte sogar ein gewisser Spalt vorhanden sein, um bei der Befestigung der Restauration ausreichend Platz für den Befestigungszement in Zementkorngröße zu erhalten [116]. Die akzeptable Randspaltbreite liegt laut *Hung et al.* zwischen 50 und 75 μm [117], während *Weaver et al.* eine Randspaltbreite von 70 μm s.d. $\pm 10 \mu\text{m}$ postulieren [118]. Die Autoren sind sich jedoch darüber einig, dass eine marginale Randspaltbreite unter 120 μm klinisch als akzeptabel anzusehen ist [119-123]. Da sich ein solcher Randspalt mit herkömmlichen Vollgusskronen aus Gold leicht erreichen lässt [115, 124-125], sollten sich auch moderne Vollkeramiksysteme an diesem Wert messen lassen.

Die beiden Begriffe „Randschluss“ und „innere Passgenauigkeit“ sind voneinander zu trennen. Während der „Randschluss“ als der sichtbare Spalt am Übergang der Restauration zum Zahnstumpf beschrieben wird, versteht man unter

„innerer Passgenauigkeit“ den mittleren Abstand zwischen der inneren Oberfläche der Restauration und der Oberfläche des Zahnstumpfes [21, 27]. Somit ist es also möglich, bei ein und derselben Krone einen guten Randschluss, aber eine unbefriedigende innere Passung vorzufinden, was die Gefahr einer Dezementierung erhöhen würde [35].

In der Literatur werden verschiedene Einflüsse auf die Passgenauigkeit beschrieben. Einen großen Einfluss auf das Ergebnis hat die Präparationsform, für welche bei vollkeramischem Zahnersatz eine ausgeprägte Hohlkehle, oder aber eine abgerundete Stufe empfohlen wird [13, 102, 109, 126-127]. Des Weiteren spielen das verwendete Material bzw. Vollkeramiksystem sowie die Art der Befestigung und der verwendete Zement eine Rolle [28, 123].

2.3.1 Passgenauigkeitsuntersuchungen

Es existieren verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Passgenauigkeit und des Randschlusses einer dentalen Restauration.

Die klinische Beurteilung des Randspaltes mit Auge und Sonde hat sich als subjektiv und fehleranfällig erwiesen. Insbesondere in schwer einsehbaren Bereichen, wie z. B. den Approximalräumen oder subgingival, hat sich herausgestellt, dass teilweise vom Untersucher noch Randspalten bis zu 260 µm als akzeptabel erachtet werden [22, 128]. Daher und aufgrund der nicht möglichen quantitativen Erfassung der Randspalten spielt die Passgenauigkeitsuntersuchung mit Hilfe der zahnärztlichen Sonde eine untergeordnete Rolle.

Eine andere Möglichkeit der Passgenauigkeitsuntersuchung ist die Analyse der approximalen Randspalten mit Hilfe von Röntgenbildern. Diese liefert jedoch aufgrund von Projektionsfehlern meist nur ungenaue Aussagen zum Rand-

schluss und spielt nicht zuletzt wegen der Unverhältnismäßigkeit zur Strahlenbelastung in der Wissenschaft kaum eine Rolle.

Eine im Praxisalltag häufig verwendete Passgenauigkeitsuntersuchung ist die Anfertigung von Innenabdrücken mittels dünnfließendem Abformmaterial, mit welchem eine Replik des Spaltraumes zwischen Restauration und Zahnstumpf produziert wird. Entweder durch visuelle Betrachtung oder durch mikroskopische Vermessung kann die Passgenauigkeit der Restauration ermittelt werden. Aber auch bei diesem Verfahren liegt der Nachteil in der mangelnden Objektivierbarkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, da sie material- und behandlerabhängig sind [35].

Dagegen können bei In-vitro-Untersuchungen, z. B. an Schnittproben wie in dieser Arbeit, objektive Messwerte angegeben werden. Das Stumpfmodell wird mitsamt aufzementierter Restauration entweder in gesägtem oder ungesägtem Zustand betrachtet. Die Zementspaltbreiten können so unter dem Licht- oder Rasterelektronenmikroskop an verschiedenen Stellen ausgemessen und mit Computerprogrammen ausgewertet werden. Diese Methode liefert reproduzierbare und vergleichbare quantitative Aussagen über die Passgenauigkeit einer Restauration [115, 129].

Allerdings finden sich in der Literatur verschiedene Definitionen des Begriffes „Randspalt“. Beispielsweise werden vorhandene Über- oder Unterkonturierungen entweder mitbetrachtet oder nur der Abstand der Restauration im 90°-Winkel zum Zahnstumpf gemessen. *Holmes* klassifiziert die verschiedenen möglichen Formen des Randschlusses und hält eine Beurteilung anhand der „absolute marginal discrepancy“, also der Entfernung des Kronenrandes zum Präparationsrand, für optimal, da auch ein Kronenrand mit Zementspaltbreite 0 bei Überkonturierung eine Plaqueretentionsstelle bildet und somit klinisch nicht akzeptabel ist [107, 115]. Seiner Meinung nach sollte eine exakte Nomenklatur

eingehalten werden, die den gemessenen Randspalt eindeutig einordnen lässt, um eine Vergleichbarkeit einzelner Studien untereinander zuzulassen. Leider ist eine solche einheitliche Nomenklatur sowohl für die interne, als auch die marginale Passung in der Literatur nicht zu finden [62].

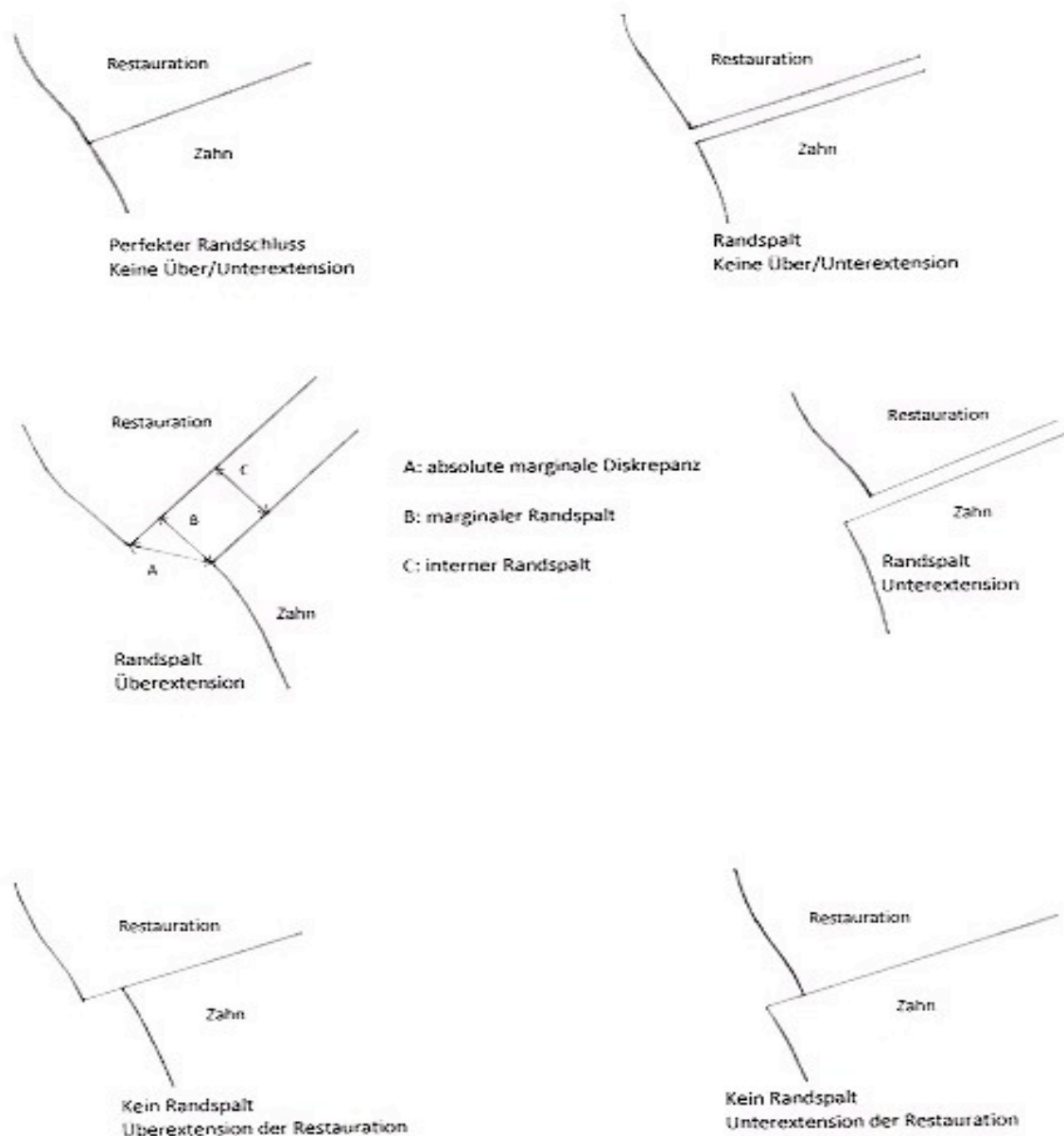


Abb. 10 Definition des Randspaltes nach *Holmes* [107]

Eine andere Möglichkeit zur Untersuchung der Passgenauigkeit bietet die Profilometrie, welche auf dem Prinzip der unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheit von Zahnhartsubstanz, Restauration und Befestigungszement beruht. Durch die typische Profilaufzeichnung wird die Breite des Zementspaltes dargestellt. Zur genaueren Auswertung werden häufig noch rasterelektronische Aufnahmen hinzugezogen.

Ein neues Verfahren zur Passgenauigkeitsuntersuchung im Bereich der CAD/CAM-Technologie ist die Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit mit der 3D Replika-Technik. Bei dieser Technik wird erst das Stumpfmmodell digital vermessen. Die aufbereiteten Daten werden daraufhin mit den Daten des CAD-erzeugten Flächenmodells der Restauration virtuell übereinandergelegt, was anschließend eine Berechnung der 3D-Differenzen erlaubt. Sowohl quantitative als auch qualitative Aussagen sowie deren Visualisierung am Bildschirm sind so möglich. Allerdings führen Fehler bei der Abformung und Modellherstellung sowie der optischen Digitalisierung zu Abweichungen bei der Übereinstimmung zwischen realem und virtuellem Modell, und somit zu Ungenauigkeiten. Insgesamt stellt diese Methode ein geeignetes Mittel für qualitative und quantitative Analysen der internen Passgenauigkeit von Kronen und Brücken dar. An weiteren Optimierungen wird derzeit noch gearbeitet [35, 130-131].

2.4 Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit

Mit Hilfe von Befestigungszementen wird festsitzender Zahnersatz dauerhaft auf den jeweils präparierten Zahnstümpfen befestigt. Der Zement verkeilt dabei die Restauration an der Stumpfoberfläche und bildet gleichzeitig eine Schutzschicht für die Pulpa vor thermischen Reizen. Trotz zusätzlicher physikalischer und chemischer Adhäsion einiger aktueller Befestigungszemente ist der Halt einer Restauration maßgeblich von der Retentionsform des Stumpfes abhängig [132]. Die Retention wird auch als Friktion bezeichnet und ist als Widerstand gegen abziehende Kräfte entlang der Einschubrichtung definiert. Sie sinkt mit steigendem Winkel der präparierten Zahnflanken zueinander und umgekehrt. Allerdings wird bei sehr steilen Stümpfen das Aufsetzen und Zementieren von Restaurationen wiederum erschwert, wodurch sich auch die innere und marginale Passung verschlechtert, d.h. die Zementfuge vergrößert [62, 132]. Daher ist bei der Präparation von Vollkeramiken ein idealer Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 3-5° anzustreben. Dieser führt bei genügender Stumpflänge zu ausreichender Friktion sowie bei guter interner Passung zu minimalem marginalem Randspalt [13, 15, 67].

Des Weiteren hängt die Breite der Zementfuge von der Qualität des Zements und dessen Beschaffenheit ab. Insbesondere die Viskosität während des Einsetzens sowie die Zementpartikelgröße spielen eine entscheidende Rolle. Außerdem ist der Zementiermodus, also Größe und Dauer der Kraftapplikation, sowie die Zementabflussmöglichkeit, beeinflusst durch Stumpfoberfläche, Stumpfhöhe und Präparationsart, von großer Bedeutung [125, 132]. Das Abfließen des Zementes und damit die Erlangung einer möglichst kleinen Zementfuge wird durch eine glatte, kurze und möglichst stufenlos präparierte Stumpfbeschaffenheit begünstigt [125, 133].

Die größten Partikel des Zementpulvers bestimmen die kleinste zu erreichende Stärke des Zementfilms, d. h. bei Partikelgrößen von bis zu 20 μm , wie sie bei Zinkoxidphosphatzementen vorkommen, oder 28 μm , wie bei den Glasionomern, wird sich der zervikale Randspalt um diesen Betrag verbreitern [134-135].

In-vitro Studien besagen, dass sich die zervikale Diskrepanz mit dem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ umgekehrt proportional verhält, d.h. je größer der Konuswinkel ist, desto kleiner wird die Randspaltbreite sein [113]. Allerdings steht diese Tatsache im Widerspruch zu einer ausreichenden Friktion, die bei einer solch konischen Präparation nicht mehr gegeben wäre. Die mögliche Folge wäre frühzeitiger Verlust durch Lockerung der Restauration.

Der direkte Kontakt des Befestigungszementes mit dem Mundmilieu hat eine allmähliche chemische und physikalische Zementdesintegration zufolge, deren Geschwindigkeit hauptsächlich von der Zementspaltbreite abhängt [134]. Dabei wächst die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes mit der dritten Potenz der Spaltbreite [136]. Außerdem hängt die Zementdesintegration entscheidend von der mechanischen Einwirkung sowie der Löslichkeit und der korrekten Verarbeitung des verwendeten Zementes, ab. Da der Verlust von Befestigungszement einen Hohlraum zwischen Restauration und Stumpf hinterlässt, wird hier die Entstehung von Sekundärkaries und Parodontopathien aufgrund von Plaqueanlagerung begünstigt [23, 136]. Glasionomerezemente, wie z.B. der in dieser Arbeit verwendete Ketac Cem (3M Espe, Seefeld), weisen eine wesentlich geringere Löslichkeit als konventionelle Zinkoxidphosphatzemente auf und auch die korrekte Verarbeitung wird hier durch das Kapsel-System Ketac Cem-Aplicap/Maxicap (3M Espe) erleichtert. Weiterer Vorteil ist ihre Fluoridabgabe, durch die kariesprotektive Mechanismen in Gang gesetzt und Zahnhartsubstanzschäden vermindert werden können [137]. Aber auch Befestigungskomposite weisen

eine geringe Löslichkeit auf [132]. Sie werden vor allem zur Befestigung vollkeramischer Restaurationen eingesetzt. Restaurationen aus Zirkonoxid können sowohl mit Befestigungskompositen in Adhäsivtechnik als auch mit konventionellen Befestigungszementen wie Glasionomierzement oder Zinkoxidphosphatzement befestigt werden [35, 138].

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

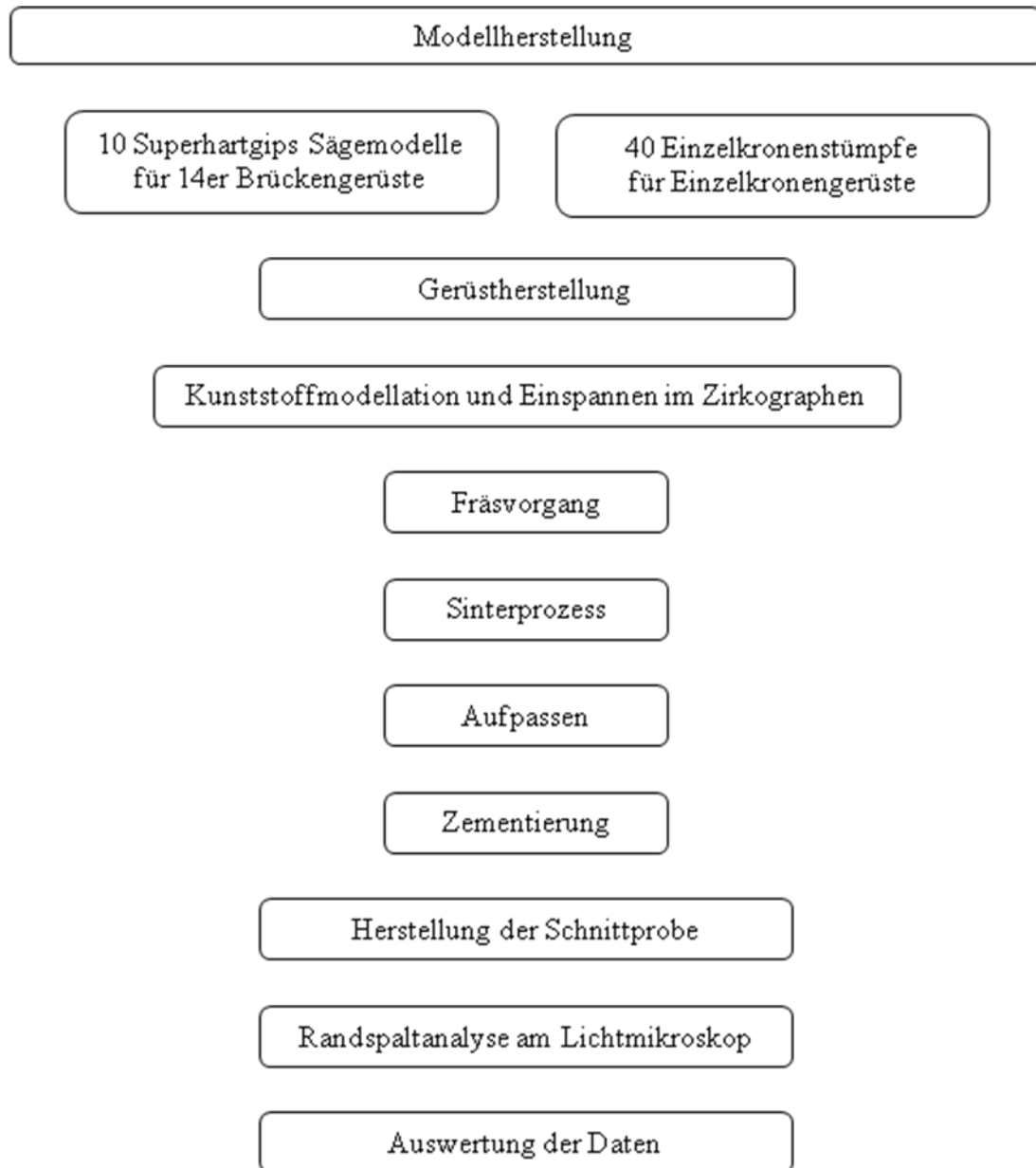


Abb. 11 Übersicht Material und Methode

Von einem vorgegebenen Frasacozahn-Präparationsmodell wurden durch Dublierung zwei Chargen Meistermodelle aus Resin Rock Superhartgips hergestellt. Dasselbe Modell diente bereits als Grundlage einer ähnlichen vorangegangenen Studie zur Untersuchung der marginalen und internen Passung von Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten, welche im CAD/CAM-Verfahren hergestellt wurden. Charge I umfasste zehn Sägestumpfmodelle zur Herstellung von zehn vierzehngliedrigen Brückengerüsten. Charge II umfasste vierzig Einzelkronenstümpfe, unterteilt in je zehn Proben der Zähne 21, 23, 25, 27 zur Herstellung von Einzelkronengerüsten.

Die Anfertigung der Gerüste erfolgte nach Herstellerangaben unter der Verwendung von Originalmaterialien der Firma ZirkonZahn mit deren System im Kopierfräsverfahren.

Alle Gerüste wurden bis zu einem subjektiv zufriedenstellenden Randschluss unter dem Labor- Mikroskop aufgepasst. Die Zementierung erfolgte mit dem Glasionomerezement Ketac Cem der Firma Espe.

Nach Einbettung in Superhartgips wurden transversale, achsengerechte Schnitte an allen Ankerzähnen der Brücken sowie den Einzelkronen hergestellt und lichtmikroskopisch untersucht. Die Randspalten wurden am Computer vermessen und die so gewonnenen Daten für die marginale und innere Passung statistisch ausgewertet.

3.2 Herstellung der Meistermodelle

Zur Modellherstellung wurde eine vorgegebene Negativform aus der Doublier-masse Kontursil (Siladent/Goslar) verwendet. Als Vorlage diente ein Frasaco-zahnmodell mit einem Restzahnbestand von Zahn 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27, an welchen die ideale Präparation einer zirkulären Hohlkehle von 1,2 mm durchgeführt worden war. Der axiale Substanzabtrag betrug an den Rändern 1 mm und okkusal/inzisal 1,5-2 mm. Bei einem Präparationswinkel $\alpha/2$ von 5° maß die Stumpfhöhe 4-6 mm.

Die Negativform wurde mit einem kunststoffverstärkten Superhartgips (ReRock, WhipMix R EuropeGmbH/ Dortmund) zwanzigmal ausgegossen. Die entstandenen Gipsmodelle wurden entformt und getrimmt.

Zehn der so entstandenen Zahnkränze wurden zu Sägemodellen weiterverarbeitet (Jetpin, Jan Langner, Schwäbisch Gmünd). Alle Zähne sind einzeln zu entnehmen.

Aus den anderen zehn Zahnkränzen wurden je zehn Einzelstümpfe der Zähne 21, 23, 25 und 27 gewonnen. Die restlichen Gipszähne wurden verworfen.



Abb. 12 Vorgegebene Negativform aus Kontursil



Abb. 13 Einzelstumpfmodell



Abb. 14 Sägestumpfmodell

3.3 Kunststoffmodellation und Einbringen in den Zirkographen

3.3.1 Einzelkronenkäppchen

Zunächst wurden die Einzelstümpfe mit Vaseline isoliert, sowie die Präparationsgrenzen mit schwarzem Buntstift gekennzeichnet. Die Gerüste wurden direkt auf den Meistermodellen aus Kunststoff (T-Rigid, ZirkonZahn, siehe Abb. 20) in Schichttechnik (siehe Abb. 15 – Abb. 18) modelliert und in kurzen Abständen unter der Polymerisationslampe (Targis Quick, Ivoclar Vivadent) lichtgehärtet.

Im Bereich der Präparationsgrenze wurde zur besseren Beurteilbarkeit des Randschlusses der Kunststoff in weiß (Rigid, ZirkonZahn, siehe Abb. 17) verwendet. Beim Beschleifen der Außenform wurde auf eine gleichmäßige Wandstärke der Käppchen geachtet, die mindestens 0,6 Millimeter betragen sollte. Kanten sowie ein dünn auslaufender Rand in der Modellation wurden vermieden (siehe Abb. 19). Abschließend wurde der Randschluss unter dem Labormikroskop (Stemi 1000) kontrolliert.



Abb. 15 Erste Kunststoffschicht



Abb. 16 Zweite Kunststoffschicht



Abb. 17 Randgestaltung mit Rigid White



Abb. 18 Vierte Kunststoffschicht



Abb. 19 Käppchen nach Ausarbeitung



Abb. 20 Modellierkunststoffe transparent und weiß

Nach dem Abnehmen des Kunststoffkämpchens vom Modell erfolgte das Einspannen in den Zirkographen von ZirkonZahn nach Enrico Steger.

Dazu mussten zunächst aus den flüssigen Kunststoffkomponenten Frame A und Frame B, die zu gleichen Teilen homogen vermischt und dann in eine isolierte (Frame Separating Spray, ZirkonZahn), vorgefertigte Kunststoffform gegossen wurden, auf die Größe des Werkstücks abgestimmte Kunststoffplatten hergestellt werden.



Abb. 21 Kunststoffmodellation vom Arbeitsstumpf entfernt



Abb. 22 Materialien zur Herstellung der Kunststoffplatten

Auf diese Platten wurden nun die Kunststoffkämpchen aufgelegt, um den Äquator mit Bleistift aufzuzeichnen und den benötigten Platz zum Einspannen auszuschleifen. Nach Überprüfung des Kämpchensitzes in der Platte wurde diese weiter ausgeschliffen, um Stege zur Verklebung (Attak) des Kämpchens in der Platte zu erhalten.



Abb. 23 Eingezeichneter Äquator und Schneidelinie



Abb. 24 Ausgeschnittene Kunststoffscheibe



Abb. 25 Kunststoffrahmen mit Kunststoffmodellation

3 Material und Methode

Die mit dem Kunststoffkappchen verklebte Kunststoffscheibe wurde mit einem ihrer Größe entsprechenden Metallring verklebt (Attak), welcher daraufhin in der rechten kreisrunden Öffnung im Arbeitstisch des Zirkographen verschraubt wurde. Hierbei wurde besonders auf die richtige Positionierung im Gerät, durch Abgleich einer im Gerät und im Ring eingravierten Linie, geachtet.



Abb. 26 Kunststoffplatte im Gerät fixiert

3.3.2 Brückengerüste

Die Kunststoffmodellation der Brückengerüste erfolgte zunächst analog zur Einzelkronenmodellation. Das heißt, es wurden erst Kunststoffkappchen auf den Pfeilerzähnen angefertigt und ausgearbeitet. Anschließend wurden die Gerüste der Brückenglieder aus lichthärtenden Kunststoffplatten modelliert, dem Abstand zwischen den Pfeilerkappchen genau angepasst und zunächst je nur einseitig an einem Pfeiler befestigt (Rigid). Somit mussten nur noch die sehr schmalen Zwischenräume zu den jeweils zweiten begrenzenden Pfeilern mit Kunststoff überbrückt werden. Diese zweizeitige Verbindung, die bereits dem Prinzip einer Trennung und Verklebung entsprach, garantierte einen spannungsfreien Sitz auf dem Modell. Nach Abnahme und Wiederaufsetzen der Modellation auf das Modell erfolgte eine genaue Überprüfung der Passung, Trennung und Wiederverklebung der Brückenglieder sowie eine erneute Abnahme und Passungsüberprüfung unter dem Mikroskop (Stemi 1000).

Die, aus Frame A und Frame B in entsprechender Größe hergestellte, Kunststoffform wurde entsprechend dem Vorgehen bei den Einzelkäppchen bearbeitet und mit dem Brückengerüst unter Verwendung eines aushärtungsbeschleunigenden Acceleratorsprays (ZirkonZahn) verklebt (Attak).

Eine Verbindung zwischen Kunststoffplatte und Brückengliedern wurde nicht hergestellt. Die Positionierung der Kunststoffplatte im passenden Metallring, sowie im Gerät erfolgte analog den Einzelkäppchen.



Abb. 27 Sägestumpfmodell für 14er Brücke



Abb. 28 Kunststoffmodellation der Brückenanker-käppchen



Abb. 29 Kunststoffmodellation Brücke



Abb. 30 Modellation vom Modell abgenommen



Abb. 31 Modellation reponiert, Brückenglieder durchtrennt



Abb. 32 Brückenmodellation, wieder verklebt mit Trägerplatte



Abb. 33 Letzte Prüfung der Passung

3 Material und Methode

3.3.3 Positionsabgleich mit Zirkonoxidrohling

Nachdem die Kunststoffscheibe mit der Modellation (sowohl Einzelkronenkäppchen als auch Brückengerüstmodellation) im Gerät fest eingeklebt war, konnte der Positionsabgleich des verwendeten Zirkonoxidblocks (ICE Zirkon, ZirkonZahn) und der Kunststoffmodellation erfolgen. Während der Fräser des Gerätes den Zirkonoxidrohling berührt, sollte gleichzeitig der Abstand des Tasters zum höchsten Punkt der Modellation 1 mm betragen.

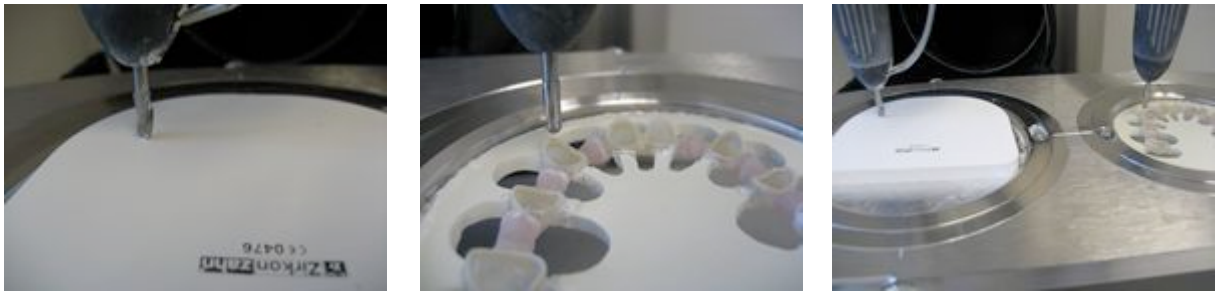


Abb. 34 li./mi./re.: Positionsabgleich: Fräser berührt Zirkonblock bei gleichzeitigem Abstand des Tasters von der Modellation (1 mm)

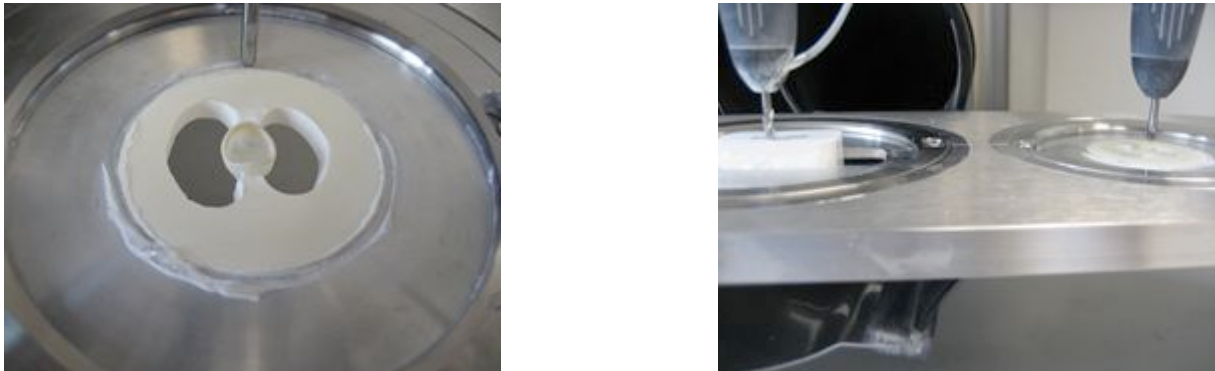


Abb. 35 li.: Kunststoffmodellation und Zirkonblock in optimaler Position, re.: mit Sekundenkleber im Gerät fixiert

Der Positionsabgleich erfolgte für die Oberseite / Kaufläche, für die Unterseite / Ränder und für die mesio-distalen Begrenzungen des Rohlings / der Modellati-

on. Die Höhe des Gerätearms sollte generell so eingestellt sein, dass die Fräse in ihrer Ruhestellung oberhalb des Randes des Frässtückes bleibt.

Wurde die entsprechende Position für den Rohling gefunden, erfolgte die Fixierung desselben mit Sekundenkleber (Attak) und die Aushärtung mit Accelerator Spray (Zirkonzahn). Die Klebestellen befanden sich analog der Herstellerangaben ganz außen am Block.

Bei den Zirkonrohlingen handelt es sich um sogenannte Grünlinge, d.h. vorge-sinterte poröse ZrO_2 Blöcke, die leicht manuell zu bearbeiten sind (ICE Zirkon). Für die Einzelkronengerüste wurden 1er oder 3er Zirkonoxidblöcke mit dem Durchmesser 23 mm bzw. den Maßen 25x43 mm und der Höhe 22 mm verwendet, während bei der Herstellung der Brückengerüste 16er Rohlinge mit den Außenmaßen 75x93 mm und einer Höhe von ebenfalls 22 mm zum Einsatz kamen.

3.4 Fräsvorgang

Zunächst erfolgte, nach einer Markierung der Brückenanker zur groben Orientierung, eine Zirkonoxid-Grobfräsung der Brücken- bzw. Kronenaußenform, dann eine leichte Randfreilegung, gefolgt von einer Innenaushöhlung. Für diese Fräsungen wurde der grobe Fräser 4L Cod FRAA10_01 und der dazu passende Taster 4L Cod TSAA10_01 (beide ZirkonZahn) verwendet.

3 Material und Methode



Abb. 36 Orientierungshilfen für Brückengerüst

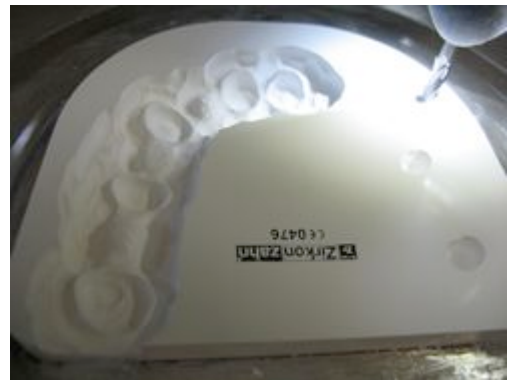


Abb. 37 Begonnene Grobfräsung



Abb. 38 Grobfräsung Ansicht cervical

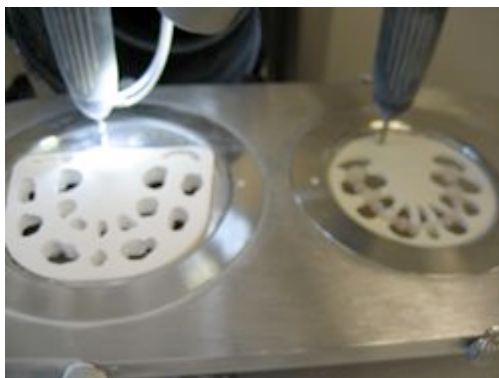


Abb. 39 Begonnene Grobfräsung okklusal



Abb. 40 Vollendete Grobfräsung okklusal



Abb. 41 Randfreilegung Einzelkrone

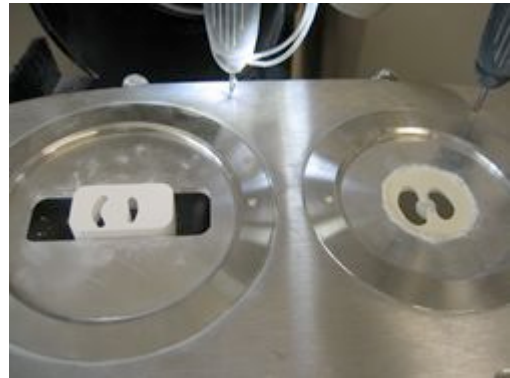


Abb. 42 Grobfräsung okklusal

Für die Nachfräsung wurde der feinere und grazilere Fräser 2L Cod FRAA01_01 mit dem passenden Taster 2L Cod TSAA01_01 verwendet. Die maximale Drehzahl lag bei 10.000 U/min.

Das Frässtück wurde nach der Fertigung vorsichtig mit einer Trennscheibe aus seiner Zirkonoxidhalterung entfernt. Die Brückengerüste wurden nur einseitig, d.h. auf der vestibulären Seite abgetrennt, während die palatinale Seite noch mit dem, entsprechend der Kunststoffplatte ausgefrästen, Zirkonoxidrahmen verbunden blieb. Ein Teil des Rahmens wurde als Fuß belassen um den Sintervorgang in stehender Position zu ermöglichen. Die Einzelkronenkäppchen wurden komplett von ihrem Rahmengerüst mittels Separierscheibe getrennt. Die Trennstellen wurden mit Hartmetallfräsen nachbearbeitet und Staubreste mit Druckluft vorsichtig entfernt. Durch die nötige Einberechnung der späteren Sinterschrumpfung bei der Verwendung von Zirkonoxidgrünlingen, wie sie hier erfolgte, entstanden Brücken- bzw. Einzelkronengerüste mit einer 25%igen Vergrößerung.

3 Material und Methode



Abb. 43 Feinfräsung Brückengerüst

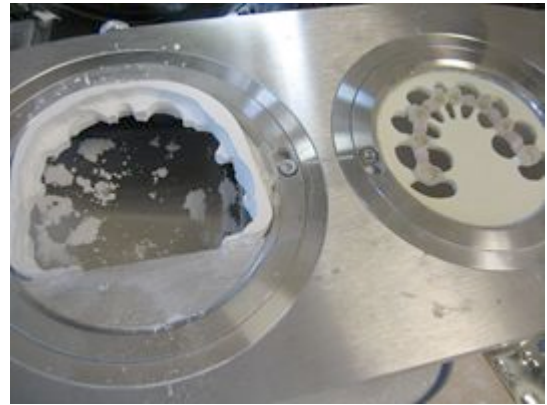


Abb. 44 Brückengerüst aus Rahmen getrennt



Abb. 45 Fertiges Brückengrünkörpergerüst von okklusal



Abb. 46 Fertiges Brückengrünkörpergerüst stehend auf Fuß von cervical



Abb. 47 Feinfräsung Einzelkronenkäppchen von cervical



Abb. 48 Feinfräsung Einzelkronenkäppchen von okklusal



Abb. 49 Einzelkronenkäppchen aus Rahmen getrennt



Abb. 50 Einzelkronenkäppchen mit versäuberten Trennstellen

3 Material und Methode

3.5 Sinterprozess

3.5.1 Einzelkronenkäppchen

Das Grünkörpergerüst wurde in einem Tiegel mit der Okklusalfäche auf Zirkonoxidkügelchen gelagert und im Sinterofen (ZirkonZahn) bei 1600 °C gesintert. Der gesamte Sintervorgang dauerte inklusive Aufwärm- und Abkühlzeit ca. 8 Stunden.



Abb. 51 Lagerung des Gerüsts zum Sintern

3.5.2 Brückengerüste

Im Gegensatz zu den Einzelkronenkäppchen fand der Sinterprozess der Brückengerüste stehend, auf dem vom Rahmen belassenen Zirkonoxidfuß, im Sinterofen (ZirkonZahn) bei einer Temperatur von 1600 °C für ca. 8 Stunden inklusive Aufwärm- und Abkühlzeit statt.



Abb. 52 Brückengrünkörpergerüst vor dem Sintern - li.: von cervical; re.: von okklusal



Abb. 53 Brückengerüst nach dem Sintern – li.: von okklusal, re.: von cervical

3.6 Aufpassen der Zirkonoxidgerüste

Vor dem Aufpassen wurden die Brückengerüste mit einer Sinterscheibe (ZirkonZahn) bei 6000U/min von dem verbliebenen Zirkonoxidrahmen getrennt.



Abb. 54 Brückengerüst von Rahmen getrennt

Sowohl die Einzelkappchen als auch die Brückengerüste wurden nach dem Sintervorgang wieder ihren Modellen, d.h. den Modellen auf denen auch die entsprechende Kunststoffmodellation stattgefunden hatte, zugeordnet. Die Modellpfeiler wurden mit einem handelsüblichen wasserlöslichen Folienstift (Stabilo, Heroldsberg), eingefärbt, um Störstellen an den Kontaktflächen zwischen Gerüst und Gipsstumpf sichtbar zu machen. Die Gerüste wurden nacheinander möglichst drucklos auf die Gipsstümpfe aufgesetzt und die, nach dem Abnehmen sichtbaren, Störstellen mit einem grazen Diamantschleifer unter geringem Anpressdruck entfernt. Final wurden die Störstellen wiederholt unter dem Labormikroskop beurteilt und entfernt, bis unter dem Mikroskop ein subjektiv zufriedenstellender Randschluss erreicht war und weitere Schleifmaßnahmen nur noch Friktionsverlust zur Folge gehabt hätten.

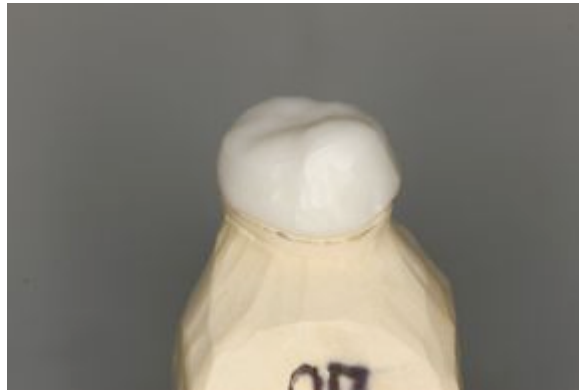


Abb. 55 Primärpassung Einzelkronenkäppchen



Abb. 56 Angemalter Pfeilerstumpf, Diamantschleifer und Zirkonoxidkäppchen



Abb. 57 Einzelkronenkäppchen auf Stumpf während des Aufpassvorgangs



Abb. 58 Primärpassung vestibulär



Abb. 59 Primärpassung palatinal

3 Material und Methode



Abb. 60 li./re.: Brückengerüst fertig aufgepasst

3.7 Zementierung der Gerüste

Die Innenflächen, sowohl der Einzelkronenkäppchen als auch der Brückenankerkäppchen, wurden erst mit dem Sandstrahler unter 1 bar Druck (Aluminiumoxid, 50 μm) aufgeraut und anschließend mit 70%igem Alkohol gereinigt. Nach dieser Vorbehandlung erfolgte die Zementierung der Gerüste auf das jeweils entsprechende Modell mit Glasionomerezement (Ketac-Cem Aplicap/Maxicap, 3M Espe). Während der Abbindezeit wurde das jeweilige Gerüst in einer speziell entwickelten Vorrichtung 10 Minuten lang zentral mit 50 N belastet. Anschließend wurden die Zementreste mit Hilfe einer zahnärztlichen Sonde vorsichtig entfernt.



Abb. 61 Brückengerüst in Zementierhilfe

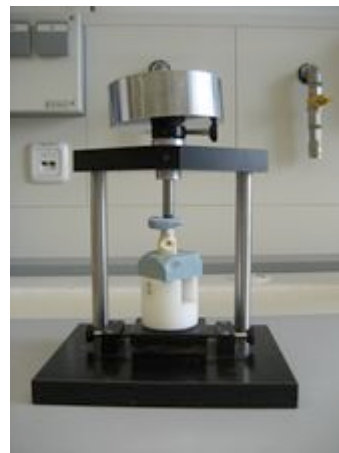


Abb. 62 Einzelkronengerüst in Zementierhilfe

3 Material und Methode

3.8 Herstellung der Schnittproben

Zunächst wurde die Achse jedes Pfeilers mit Hilfe eines Geodreiecks nach vestibulär, basal und palatinal auf dessen Stumpfbasis übertragen, um später jeden Pfeiler einzeln aus dem Gefüge zu entnehmen und ihn, der Markierung entsprechend, in transversaler Richtung zu durchtrennen. Ziel sollte sein, auf diese Weise jeweils zwei vestibulo-palatinal ausgerichtete, axiale Schnitte pro Pfeiler zu erhalten.



Abb. 63 Stumpfbasen mit übertragenen Pfeilerachsen



Abb. 64 Vestibulär sichtbare Markierungen

Dafür wurden zunächst die markierten Modelle mit Klebeband, das an den Sockeln dicht abschloss, umwickelt und mit kunststoffverstärktem Superhartgips (ResinRock) eingebettet.



Abb. 65 Modell mit Klebeband umwickelt



Abb. 66 Modell in Superhartgips eingebettet

Nach vollständigem Aushärten des Gipses wurden die Blöcke entformt und mit deren Sockel bündig getrimmt. Die Blöcke der Einzelkronenkäppchen konnten quaderförmig zugetrimmt werden, während die größeren Gipsblöcke, welche die Brückengerüste enthielten, zuvor noch von ihrem Gipssockel getrennt und mit einer diamantierten Trennscheibe in kleinere Blöcke mit jeweils einem Pfeilerzahn geteilt werden mussten. Die zur Modellherstellung verwendeten Pins wurden mit einer Flachspitzzange entfernt, um den Schnitt nicht zu behindern.



Abb. 67 Gipsblock von Sockel getrennt



Abb. 68 Schnittlinien angezeichnet



Abb. 69 In einzelne Proben getrennter Block



Abb. 70 Zu Quadern getrimmte Proben

Die so gewonnenen Proben der 40 Einzelkronen und 80 Brückenanker wurden nun einzeln in der Haltevorrichtung für das Trenngerät (Accutom-2, Struers/DK Ballerup) so positioniert und fixiert, dass die angezeichnete Achse durch den Pfeilerzahn parallel zu Schnittebene der Trennscheibe verlief. Durch genaue

3 Material und Methode

Ausrichtung der im Gerät fixierten Haltevorrichtung inkl. Probe zur Trennscheibe, konnte der Schnitt exakt durch die Markierung und somit durch die Achse des Zahnes gelegt werden. Zur Erleichterung der nachfolgenden lichtmikroskopischen Untersuchung wurde durch paralleles Verschieben der Schnittebene und Setzen eines zweiten, zum ersten parallelen Schnittes, ein planes ca. 4 mm dickes Gipsblättchen hergestellt, das aufgrund seiner Parallelität mit nur einer Einstellung am Mikroskop in allen Bereichen scharf betrachtet werden konnte. Auf diese Weise entstanden die gewünschten Schnittproben, die beschriftet wurden und so dem jeweiligen Modell und Pfeiler wieder zuzuordnen waren.

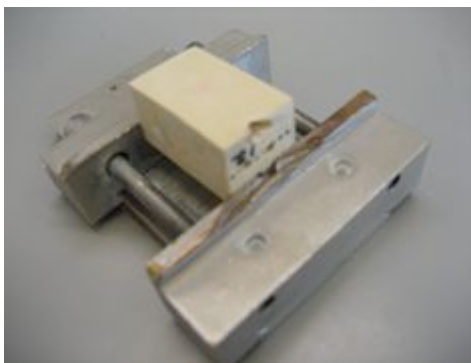


Abb. 71 Pfeilerachse parallel zur Schnittebene in Halter positioniert



Abb. 72 Haltevorrichtung mit Gipsblock in Trenngerät eingebracht

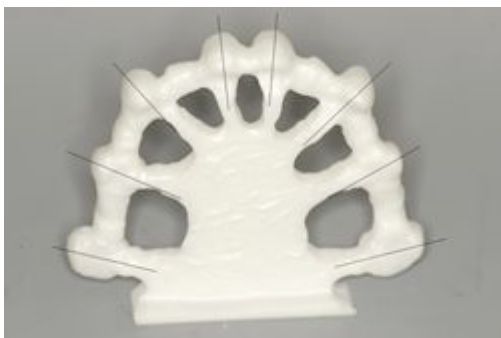


Abb. 73 Schematische Darstellung der Schnittlinien



Abb. 74 Fertige Schnitte eines Molaren und Inzisiven

3.9 Quantitative Randanalyse am Lichtmikroskop

Die 120 Schnittproben wurden mit Hilfe des Lichtmikroskops (Axioskop 2, Carl Zeiss AG, Oberkochen) je nach Untersuchungsgebiet, bei fünfzig- und zweihundertfacher Vergrößerung dargestellt.

Durch die in sich parallelen Schnittproben kam es zu keinerlei Verzerrungen und damit zu einer scharfen Darstellung der gesamten Probe, die mit einer digitalen Kamera (Fine Pix S1 Pro, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/Düsseldorf) abfotografiert und auf einen PC kopiert wurde (Camera Shooting Software, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/Düsseldorf). Mit einem speziell für diese Art der Auswertung entwickelten Programm (Optimas 6.5, MediaCybernetics/Silver Spring, USA) konnte nun die Vermessung des mit Zement gefüllte Spaltes zwischen Gipsstumpf und Zirkonoxidkäppchen erfolgen. Hierzu wurden die Grenzen zwischen Stumpf und Zement sowie zwischen Gerüst und Zement mit vielen Punkten in subjektiv gleichem Abstand markiert. Die Bestimmung der Randspaltbreite erfolgte im Programm durch die jeweilige Fällung eines Lotes ausgehend von einem Punkt auf die Strecke zweier Punkte der Spaltgegensseite. Die erhaltenen Abstandswerte gaben Auskunft über die Randspaltbreite im vermessenen Bereich.

Für die Untersuchung erfolgte eine Unterteilung der Randspalten eines jeden Schnittes in vier Typen (Typ 1-4). Typ 1 beinhaltete alle Messwerte zwischen dem marginalen Randspalt und dem Punkt der stärksten Krümmung der abgerundeten Stufe. Typ 2 beinhaltete die Messwerte der Flanken ausgehend von der stärksten Krümmung der abgerundeten Stufe bis zur stärksten Krümmung am Übergang zur Okklusalfäche, während Typ 3 die Messwerte okklusal, d.h. zwischen den beiden stärksten Krümmungen zu den Flanken hin, enthielt. Typ 4 umfasste schließlich die Messwerte am marginalen Randspalt zwischen Käppchen und Präparation.

3 Material und Methode

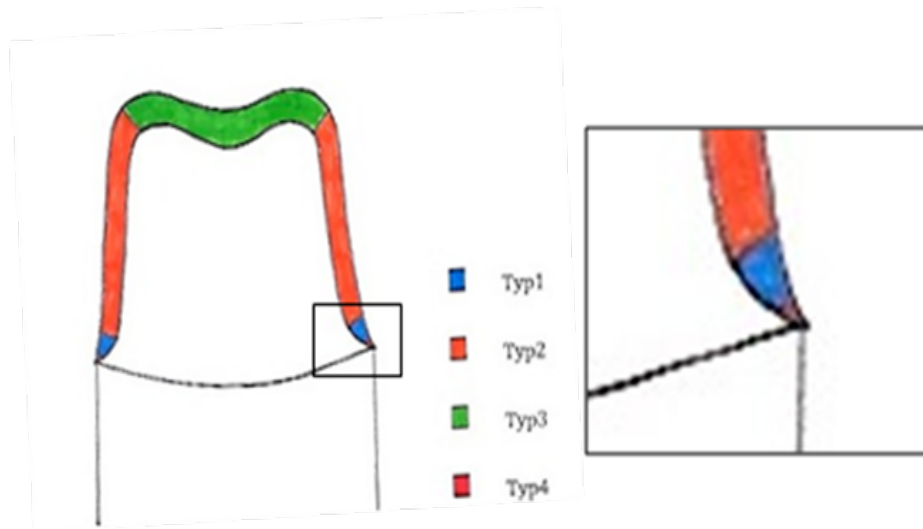


Abb. 75 Graphische Darstellung der Randspalttypen [62]

Die Vermessung der Randspalttypen 1-3 erfolgte bei fünfzigfacher Vergrößerung.

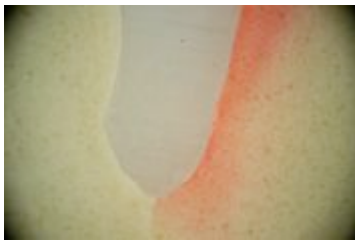


Abb. 76 Schnittproben Typ 1
palatinal, Typ 1 vestibulär

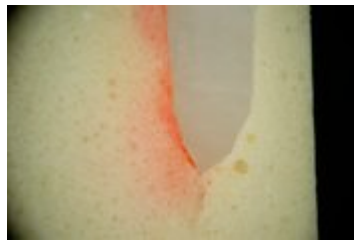


Abb. 77 Typ 2 palatinal



Abb. 78 Typ 3 teilweise
abgebildet

Typ 4 wurde analog früherer Studien bei zweihundertfacher Vergrößerung vermessen.



Abb. 79 Schnittprobe Typ 4 palatinal



Abb. 80 Typ 4 vestibulär

Des Weiteren fand eine Differenzierung der Messwerte je nach Pfeilerzahl (17-27 bei den Brücken, bzw. 21, 23, 25, 27 bei den Kronen) sowie nach Pfeilerart (Brückenpfeiler/Einzelkrone) statt. Außerdem wurden die Typen 1, 2 und 4 noch in vestibulär und palatinal unterteilt. So entstanden insgesamt 840 Textdateien.

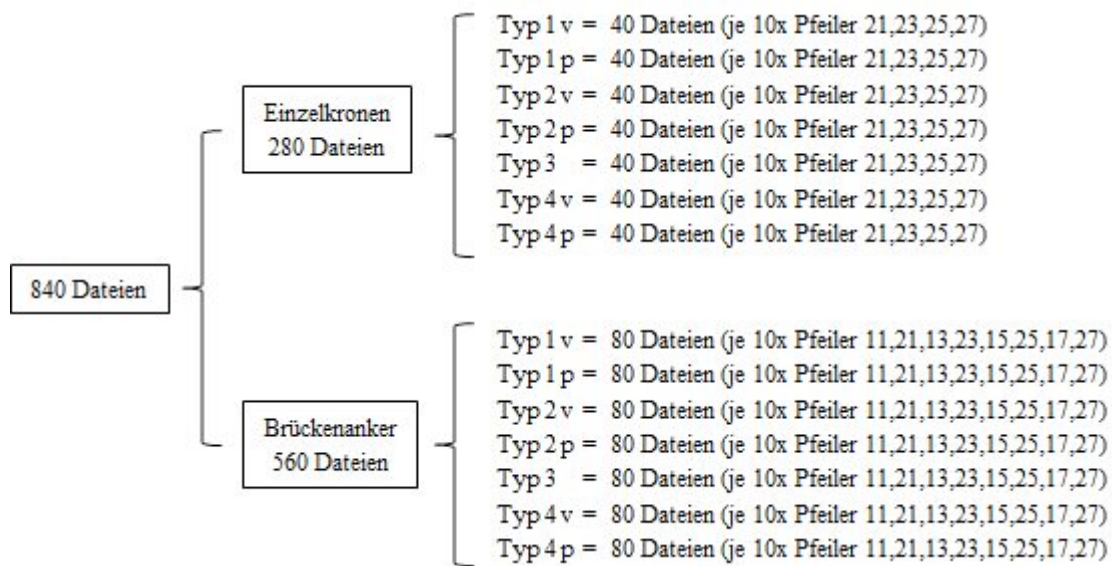


Abb. 81 Dateistruktur

3.10 Statistische Auswertung der Daten

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 20, SPSS Inc. / Chicago USA). Zu diesem Zweck wurden die in Optimas erstellten Textdateien in das Programm SPSS importiert, so dass jede der 840 Einzeldateien eine Variable darstellte. Diese wurden zuerst einzeln gemittelt, da bei der Randspaltvermessung nicht bei jeder Probe genau gleich viele Messwerte ermittelt werden konnten. Die so erhaltenen 840 Mittelwerte dienten der Erstellung der endgültigen Datenbanken in SPSS. Danach wurden die Randspaltmesswerte innerhalb der beiden Gruppen der Einzelkronen und Brückenanker anhand des Mittelwertes, der Standardabweichung sowie des Minimal- und Maximalwertes verglichen.

Die einzelnen Werte wurden in Tabellen zusammengefasst und graphisch über Boxplots dargestellt. Es folgte eine Auswertung der Ergebnisse mit einem statistischen Signifikanztest, um einen Vergleich der Brücken- und Einzelkronenpfeiler innerhalb der vier Randspalttypen zu erhalten. Die Signifikanzwahrscheinlichkeit p wurde durch den parameterfreien U-Test nach Mann und Whitney bestimmt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

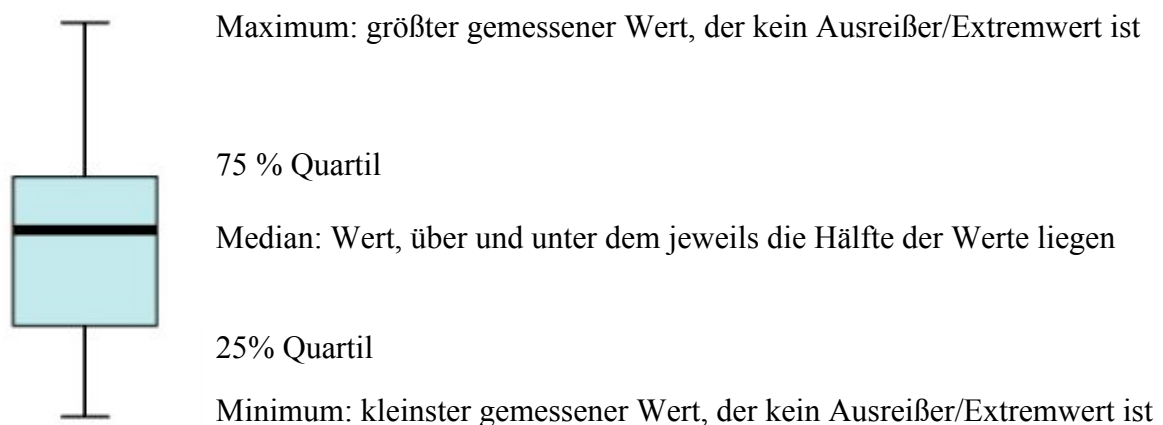


Abb. 82 Erklärung der Boxplots [88]

4 Ergebnisse

4.1 Vergleich der Randspaltnesswerte

4.1.1 Überblick

Im Überblick lässt sich sagen, dass die Messwerte für die Brücken größer als die für die Einzelkronen ausfielen. Innerhalb der Einzelkronen fand man den höchsten Mittelwert (122,1 μm) an Zahn 23 Typ 3 und den niedrigsten Mittelwert (36,7 μm) an Zahn 23 Typ 4 vestibulär. Insgesamt lagen die Werte zwischen minimal 5,2 μm (Zahn 25 Typ 4 palatinal) und maximal 220,7 μm (Zahn 23 Typ1 palatinal).

Bei den Einzelkronen fiel auf, dass innerhalb jedes Zahnes der Mittelwert für Randspalttyp 3 am größten war, was für die Brückenanker nur für Zahn 27 und 25 zutraf.

Bei den Brückenpfeilern fand man den höchsten Mittelwert (218,7 μm) an Zahn 23 Typ 3 und den kleinsten Mittelwert (64,6 μm) an Zahn 25 Typ 2 vestibulär.

Hier lagen die Absolutwerte zwischen minimal 14,1 μm (Zahn 21 Typ 1 vestibulär) und maximal 405,9 μm (Zahn 25 Typ 4 palatinal).

Die Absolutwerte sowie die Mittelwerte lagen somit bei den Brücken weiter auseinander als bei den Einzelkronen.

Die Standardabweichung und somit ein Indikator für die Streuung der Werte schwankte bei den Brückenpfeilern stärker und lag zwischen 13,2 (Zahn 21 Typ 2 vestibulär) und 102,1 (Zahn 27 Typ 4 vestibulär), während sie bei den Einzelkronen nur von 20,4 (Zahn 21 Typ 1 vestibulär) bis 66,6 (Zahn 21 Typ 3) variierte.

4 Ergebnisse

4.1.2 Vergleich der Randspaltmesswerte innerhalb der Gruppen nach Zähnen, Typen und Zahnfläche

4.1.2.1 Einzelkronen

Typ 1 - Hohlkehle - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Krone 21 Typ 1 pal	10	25,3	176,6	69,6	42,5
Krone 21 Typ 1 vest	10	28,2	82,6	48,8	20,4
Krone 23 Typ 1 pal	10	26,5	220,7	61,3	59,0
Krone 23 Typ 1 vest	10	11,9	108,9	53,7	24,6
Krone 25 Typ 1 pal	10	23,7	107,0	59,2	31,8
Krone 25 Typ 1 vest	10	20,9	186,9	63,8	48,6
Krone 27 Typ 1 pal	10	31,9	112,2	71,5	25,1
Krone 27 Typ 1 vest	10	26,8	172,0	84,0	41,1

Tabelle 1 Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 1

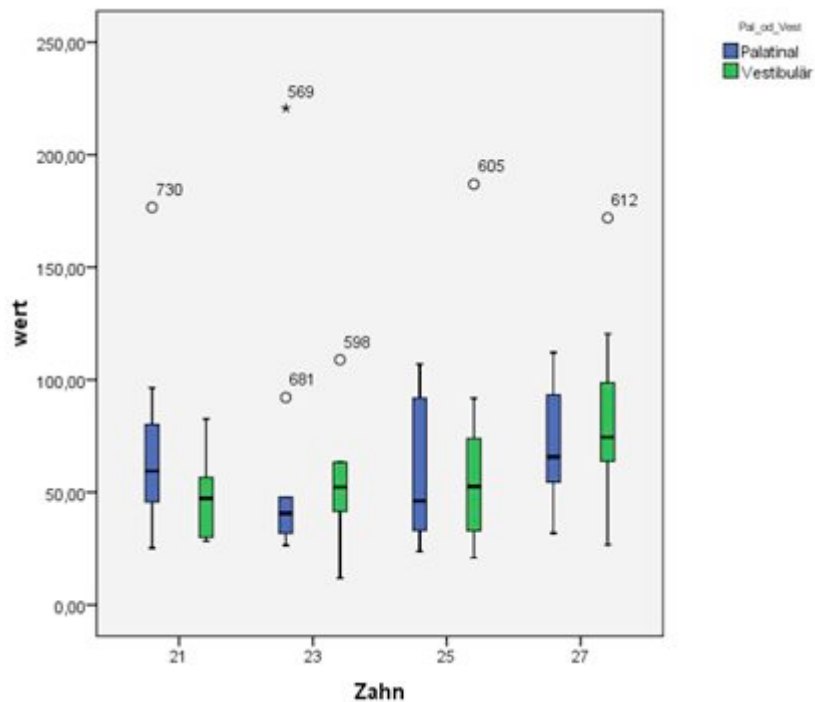


Abb. 83 Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 1

Innerhalb des Randspalttyps1 bewegten sich die Mittelwerte zwischen minimal 48,8 μm (Zahn 21 vestibulär) und maximal 84,0 μm (Zahn 27 vestibulär). Der kleinste Absolutwert fand sich mit 11,9 μm an Zahn 23 vestibulär, während der größte Absolutwert mit 176,6 μm an Zahn 21 palatinal zu finden war. Auch die geringste Streuung mit einer Standardabweichung von 20,4 war an Zahn 21 vestibulär zu finden.

Der durchschnittliche Mittelwert aller Pfeiler lag für die Hohlkehle bei 64,0 μm . Die durchschnittliche Standardabweichung betrug 36,6.

An Zahn 23 palatinal trat die höchste Standardabweichung mit einem Wert von 59 auf.

Die insgesamt hohe Streuung zeigte sich auch durch Ausreißer an allen Zähnen.

Der durchgeführte ANOVA-Test zeigte für die Kronen 21, 23, 25 und 27 Typ1 bei einem Signifikanzwert von 0,320 keinen signifikanten Unterschied der Randspaltwerte.

Typ 2 - seitliche Flanken - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [μm]	Maximum [μm]	Mittelwert [μm]	Standard- abweichung
Krone 21 Typ 2 pal	10	47,6	141,2	89,9	25,4
Krone 21 Typ 2 vest	10	32,9	135,5	88,1	33,6
Krone 23 Typ 2 pal	10	45,8	204,3	104,4	43,4
Krone 23 Typ 2 vest	10	71,3	201,5	98,6	37,7
Krone 25 Typ 2 pal	10	40,0	118,0	79,5	25,7
Krone 25 Typ 2 vest	10	47,7	139,9	94,5	29,7
Krone 27 Typ 2 pal	10	70,3	158,5	92,3	26,9
Krone 27 Typ 2 vest	10	66,1	110,8	91,3	15,6

Tabelle 2 Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 2

4 Ergebnisse

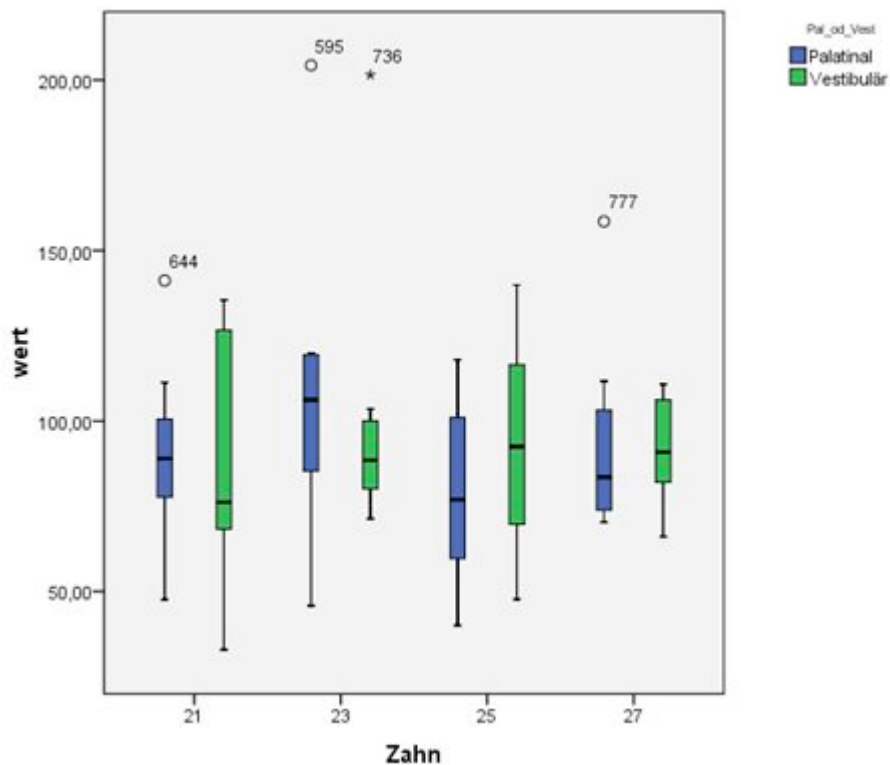


Abb. 84 Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 2

Den kleinsten Mittelwert für den Randspalttyp 2 wies Zahn 25 palatinal mit 79,5 μm auf, während der höchste Mittelwert mit 104,4 μm an Zahn 23 palatinal zu finden war.

Der absolute Minimalwert für Typ 2 lag mit 32,9 μm an Zahn 21 vestibulär.

Der absolute Maximalwert lag mit 204,3 μm an Zahn 23 palatinal.

Die Streuung in der Gruppe Zahn 23 palatinal war in Übereinstimmung mit dem hohen Maximal- und auch Mittelwert bei einer Standardabweichung von 43,4 die höchste innerhalb des Randspalttyps 2. Die niedrigste Standardabweichung fand man hierfür in der Gruppe Zahn 27 vestibulär mit 15,6.

Ausreißer traten nur palatinal in den Gruppen 21, 23 und 27 auf.

Der durchschnittliche Mittelwert für die seitlichen Flanken lag bei 92,3 μm . Die durchschnittliche Standardabweichung betrug 29,8.

Der ANOVA-Test bestätigte mit einem Wert von 0,445 keinen signifikanten Unterschied der Zähne 21, 23, 25 und 27 bezüglich Randspalttyp 2.

Typ 3 - okklusales Relief - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Krone 21 Typ 3	10	43,0	216,8	111,2	66,6
Krone 23 Typ 3	10	58,1	207,0	122,1	49,0
Krone 25 Typ 3	10	44,2	214,1	107,6	59,3
Krone 27 Typ 3	10	67,5	193,6	111,8	44,2

Tabelle 3 Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 3

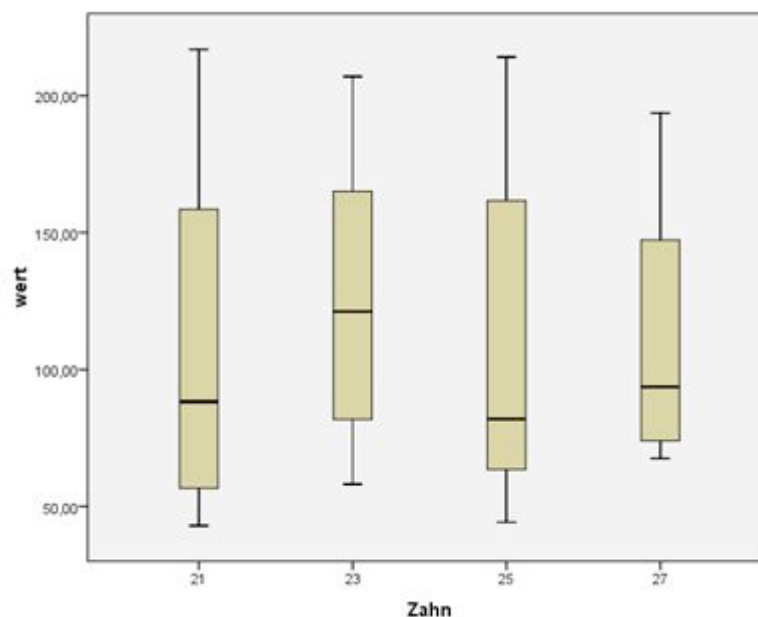


Abb. 85 Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 3

Im okklusalen Relief schnitt der Zahn 25 mit dem niedrigsten Mittelwert von 107,6 µm und einer ähnlich hohen Streuung wie bei den anderen Zahngruppen (59,3) am besten ab. Die Zähne 21 (111,2 µm) und 27 (111,8 µm) lagen nur wenig darüber. Den höchsten Mittelwert verzeichnete die Gruppe 23 mit 122,1 µm.

4 Ergebnisse

Die Absolutwerte lagen zwischen 43,0 μm an Zahn 21 und 216,8 μm ebenfalls an Zahn 21, so dass dieser passend zum hohen Maximalwert auch die höchste Standardabweichung von 66,6 aufwies. Die niedrigste Standardabweichung fand man mit 44,2 an Zahn 27. Somit fielen für den Typ 3 die etwa gleichmäßig hohen Standardabweichungen sowie die hohen Mittelwerte auf.

Ausreißer waren hier nicht zu finden.

Der durchschnittliche Mittelwert für das okklusale Relief betrug 113,2 μm . Die durchschnittliche Standardabweichung lag bei 43,7.

Laut ANOVA-Test waren die Zahngruppen 21-27 bezüglich Randspalttyp 3 nicht signifikant unterschiedlich, was ein Wert von 0,944 statistisch bewies.

Typ 4 - marginaler Spalt - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [μm]	Maximum [μm]	Mittelwert [μm]	Standard- abweichung
Krone 21 Typ 4 pal	10	13,1	133,9	59,2	32,7
Krone 21 Typ 4 vest	10	16,5	76,1	43,0	21,5
Krone 23 Typ 4 pal	10	19,1	131,1	46,4	33,3
Krone 23 Typ 4 vest	10	13,5	98,0	36,7	29,7
Krone 25 Typ 4 pal	10	5,2	87,7	41,2	23,2
Krone 25 Typ 4 vest	10	11,7	108,1	47,5	32,1
Krone 27 Typ 4 pal	10	10,9	97,9	41,5	25,6
Krone 27 Typ 4 vest	10	14,3	133,1	67,0	41,4

Tabelle 4 Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 4

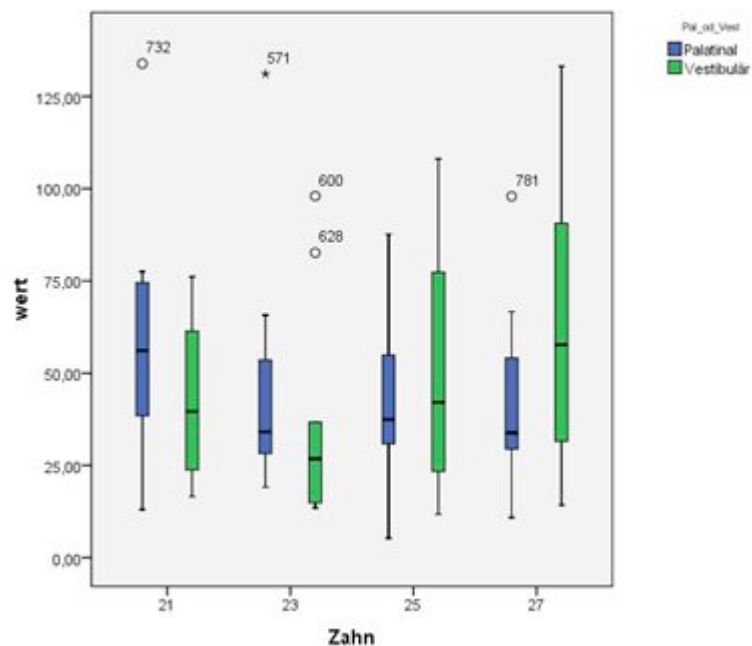


Abb. 86 Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 4

Der entscheidende Randspalttyp 4 zeigte die schlechteste marginale Passung mit dem höchsten Mittelwert von 67,0 μm und der höchsten Standardabweichung von 41,4 an Zahn 27 vestibulär.

Der kleinste Mittelwert war in der Zahngruppe 23 vestibulär mit 36,7 μm zu finden.

Der durchschnittliche Mittelwert für den marginalen Randspalt bei den Einzelkronen lag bei 48,8 μm . Die durchschnittliche Standardabweichung betrug 29,9.

Zahngruppe 21 vestibulär zeigte den geringsten maximalen Absolutwert von 76,1 μm sowie die geringste Streuung bei einer Standardabweichung von 21,5.

Die Absolutwerte bewegten sich zwischen 5,2 μm an Zahn 25 palatinal und 133,9 μm an Zahn 21 palatinal.

Der ANOVA-Test ergab bei einem Wert von 0,543 keinen signifikanten Unterschied zwischen den Zähnen bezüglich ihrer marginalen Passung.

4 Ergebnisse

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die besten Randspaltergebnisse bei Mittelwerten zwischen 36,7 μm und 67,0 μm ($\bar{\sigma}$ 48,8 μm) und einer Standardabweichung zwischen 21,5 und 41,4 ($\bar{\sigma}$ 29,9) innerhalb des Randspalttyps 4 gemessen wurden.

Die schlechtesten Ergebnisse lieferte der Randspalttyp 3 mit Mittelwerten zwischen 107,6 μm und 122,1 μm ($\bar{\sigma}$ 113,2 μm) sowie bei Werten für die Standardabweichung zwischen 44,2 und 66,6 ($\bar{\sigma}$ 43,7).

Dazwischen lagen der Randspalttyp 1 mit Mittelwerten von 48,8 μm bis 84,0 μm ($\bar{\sigma}$ 64,0 μm) und Streuungswerten von 20,4 bis 59,0 ($\bar{\sigma}$ 36,6), sowie der Randspalttyp 2 mit Mittelwerten von 79,5 μm bis 104,4 μm ($\bar{\sigma}$ 92,3 μm) und Streuungswerten von 15,6 bis 43,4 ($\bar{\sigma}$ 29,8).

Somit ergab sich für den Verlauf von bester zu schlechtester Randspaltgruppe innerhalb der Einzelkronen die Abfolge 4-1-2-3.

Der aus allen Daten errechnete Mittelwert für die Einzelkronen liegt bei 74,5 μm und zeigt eine Standardabweichung von 43,4.

Im Vergleich der Werte aller Kronen für die Zahnflächen palatinal/vestibulär zeigt sich im ANOVA-Test ein signifikanter Unterschied bei einem Wert von 0,032 zugunsten der vestibulären Flächen.

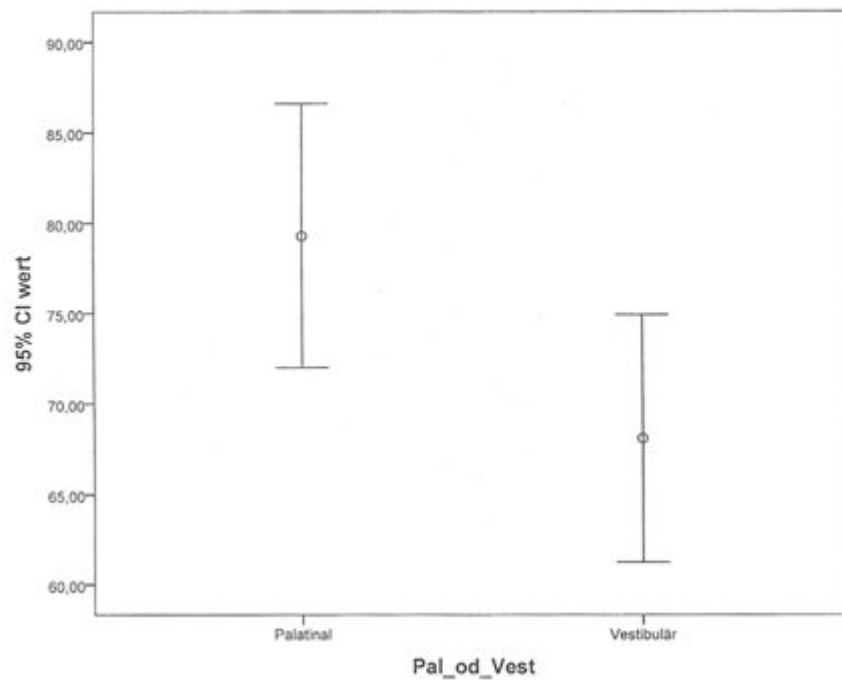


Abb. 87 Vergleich der Zahnflächen palatinal gegen vestibulär an allen Einzelkronen

4 Ergebnisse

4.1.2.2 Brückenpfeiler

Typ 1 - Hohlkehle - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Brücke 21 Typ 1 pal	10	28,2	239,6	124,1	62,0
Brücke 21 Typ 1 vest	10	14,1	143,3	76,6	40,8
Brücke 23 Typ 1 pal	10	107,5	346,3	190,8	73,0
Brücke 23 Typ 1 vest	10	33,7	124,5	81,4	31,8
Brücke 25 Typ 1 pal	10	47,7	333,5	152,8	76,0
Brücke 25 Typ 1 vest	10	68,0	164,0	116,8	29,1
Brücke 27 Typ 1 pal	10	120,7	244,1	169,9	44,1
Brücke 27 Typ 1 vest	10	26,9	320,4	109,2	85,7

Tabelle 5 Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 1

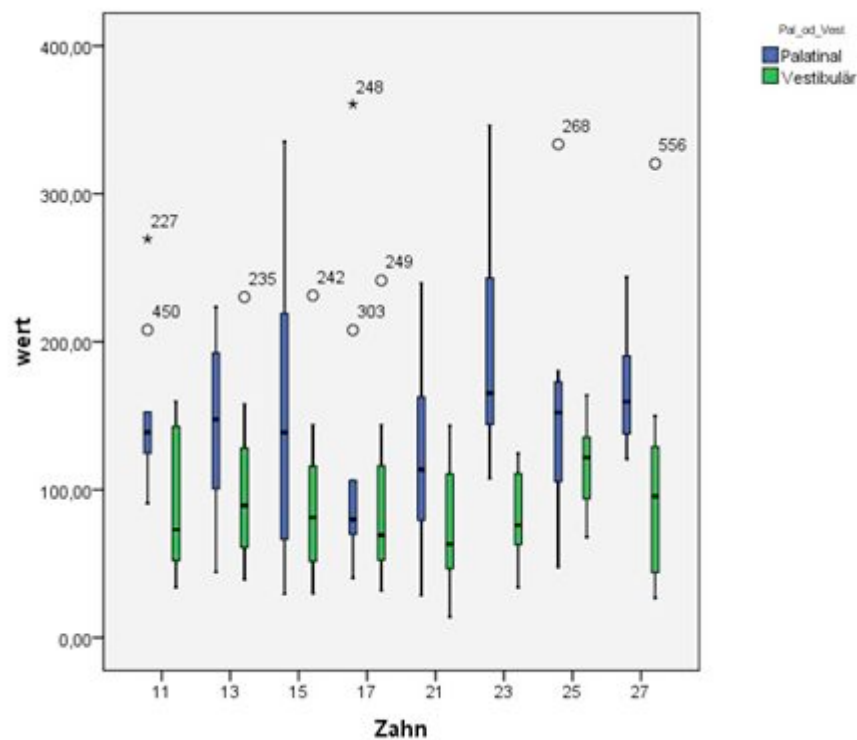


Abb. 88 Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 1

Innerhalb des Randspalttyps 1 bewegten sich die Mittelwerte zwischen 76,1 µm an Zahn 21 vestibulär und 190,8 µm an Zahn 23 palatinal. Der durchschnittliche Mittelwert aller Pfeiler lag für die Hohlkehle bei 127,7 µm. Der absolute Minimalwert von 14,1 µm befand sich an Zahn 21 vestibulär, wohingegen der absolute Maximalwert von 346,3 µm an Zahn 23 palatinal zu finden war. Die relativ hohe Standardabweichung von 29,1 an Zahn 25 vestibulär bis 85,7 an Zahn 27 vestibulär spiegelte sich auch in zahlreichen Ausreißern wieder. Die durchschnittliche Standardabweichung lag für Typ 1 bei 55,3.

Die palatinalen Messwerte lagen tendenziell über den vestibulären.

Statistisch zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Zähnen bei einem Wert von 0,555 im ANOVA-Test.

Ausgewertet wurden die Daten der Pfeilerzähne 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27. Genauer eingegangen wurde jedoch hier und auch im Folgenden aus Gründen der besseren Übersicht nur auf die Pfeiler 21, 23, 25 und 27, da sich auch die Einzelkronendaten nur auf diese Zähne bezogen.

Typ 2 - seitliche Flanken - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Brücke 21 Typ 2 pal	10	57,8	169,3	106,4	31,6
Brücke 21 Typ 2 vest	10	51,9	89,8	67,0	13,2
Brücke 23 Typ 2 pal	10	79,3	249,7	149,3	54,3
Brücke 23 Typ 2 vest	10	55,1	134,8	77,9	24,2
Brücke 25 Typ 2 pal	10	63,7	143,7	104,2	26,7
Brücke 25 Typ 2 vest	10	48,1	94,2	64,6	15,4
Brücke 27 Typ 2 pal	10	76,4	174,1	120,9	36,8
Brücke 27 Typ 2 vest	10	54,7	106,9	75,0	17,3

Tabelle 6 Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 2

4 Ergebnisse

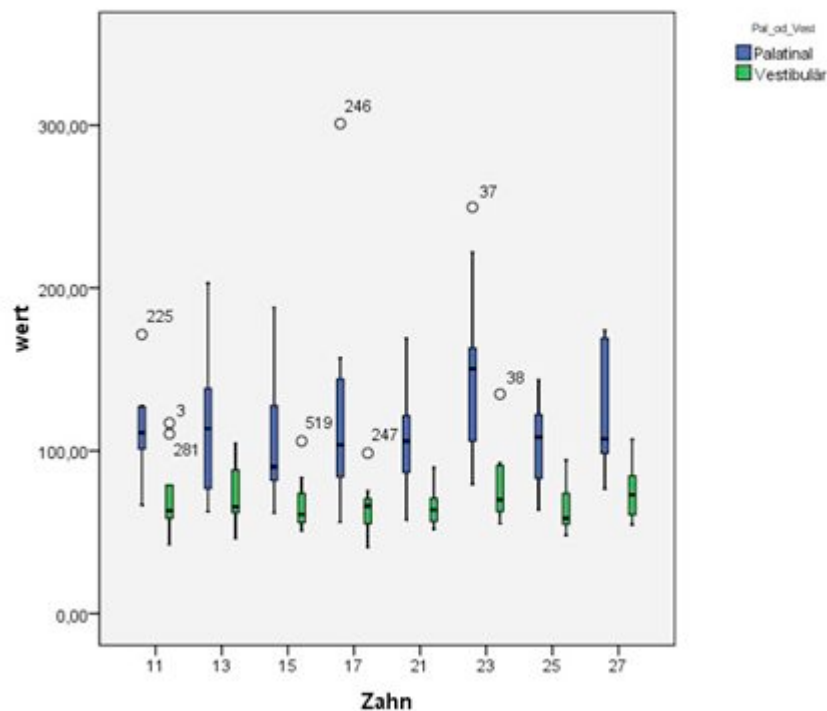


Abb. 89 Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 2

Die Mittelwerte lagen für den Randspalttyp 2 zwischen 64,6 μm an Zahn 25 vestibulär und 149,3 μm an Zahn 23 palatinal. Der Durchschnitt aller Mittelwerte betrug 95,7 μm . Den kleinsten Absolutwert von 48,1 μm wies ebenfalls Zahn 25 vestibulär auf, während der größte Absolutwert von 249,7 μm wie auch schon beim Mittelwert an Zahn 23 palatinal zu finden war. Passend dazu fand man auch die größte Standardabweichung mit 54,2 an Zahn 23 palatinal. Die niedrigste Standardabweichung zeigte sich an Zahn 21 vestibulär mit 13,2. Ausreißer traten nur an Zahn 23 auf. Die Standardabweichung lag gemittelt bei 27,4. Insgesamt lagen die palatinalen Messwerte über den vestibulären.

In der statistischen Auswertung ergab sich kein signifikanter Unterschied für die Brückenpfeiler bezüglich Randspalttyp 2 bei einem ANOVA-Testergebnis von 0,508.

Typ 3 - okklusales Relief - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Brücke 21 Typ 3	10	73,6	155,2	116,0	27,0
Brücke 23 Typ 3	10	87,3	214,7	161,3	49,4
Brücke 25 Typ 3	10	68,1	315,9	169,7	73,8
Brücke 27 Typ 3	10	157,0	380,2	218,7	73,8

Tabelle 7 Statistische Auswertung Brückenfeiler Randspalttyp 3

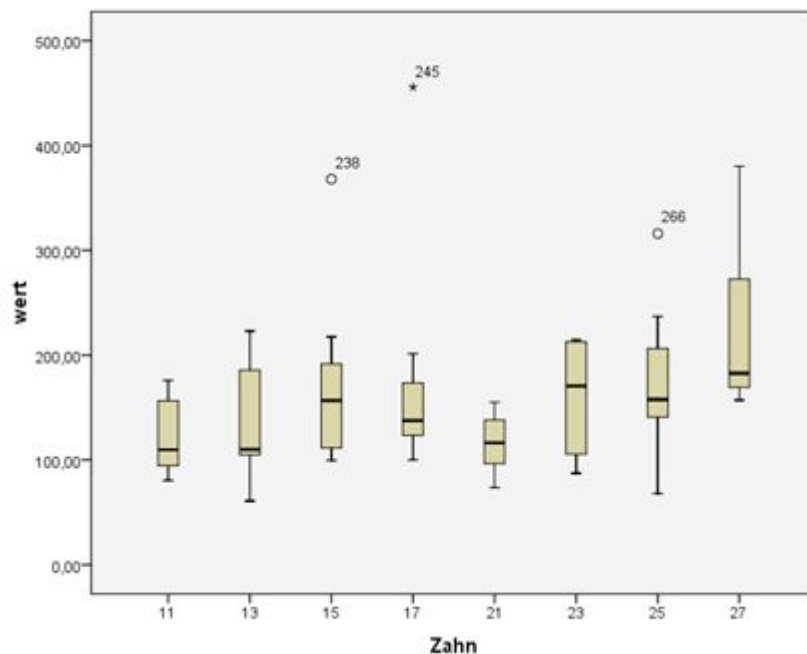


Abb. 90 Vergleich der Brückenfeiler innerhalb des Randspalttyps 3

Innerhalb des Randspalttyps 3 war besonders auffällig, dass sowohl der größte Absolutwert mit 380,2 µm, der größte Mittelwert mit 218,7 µm und die größte Streuung mit einer Standardabweichung von 73,8 an Zahn 27 zu finden war.

Den kleinsten Mittelwert von 116 µm und die geringste Streuung mit einer Standardabweichung von 27 fand man an Zahn 21, wohingegen der kleinste Minimalwert von 68,1 µm an Zahn 25 zu verzeichnen war. Der durchschnittliche

4 Ergebnisse

Mittelwert lag bei 166,4 μm und die gemittelte Standardabweichung betrug 55,9.

Mit einem Wert von 0,015 im ANOVA-Test kann man die Messwerte für die Pfeiler 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27 als signifikant unterschiedlich bewerten.

Die anschließend durchgeführte Student-Newman-Keuls-Prozedur ergab für die Gruppe aller Zähne außer 27 allerdings keinen signifikanten Unterschied bei einem Wert von 0,455.

Typ 4 - marginaler Spalt - Deskriptive Statistik

	N	Minimum [μm]	Maximum [μm]	Mittelwert [μm]	Standard- abweichung
Brücke 21 Typ 4 pal	10	22,0	243,9	116,7	77,8
Brücke 21 Typ 4 vest	10	15,0	173,4	82,5	48,4
Brücke 23 Typ 4 pal	10	84,1	321,7	189,2	65,8
Brücke 23 Typ 4 vest	10	23,7	156,3	84,2	37,9
Brücke 25 Typ 4 pal	10	31,1	405,9	168,3	98,9
Brücke 25 Typ 4 vest	10	39,6	199,8	113,1	44,8
Brücke 27 Typ 4 pal	10	119,9	273,4	168,2	48,8
Brücke 27 Typ 4 vest	10	16,8	353,0	100,7	102,1

Tabelle 8 Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 4

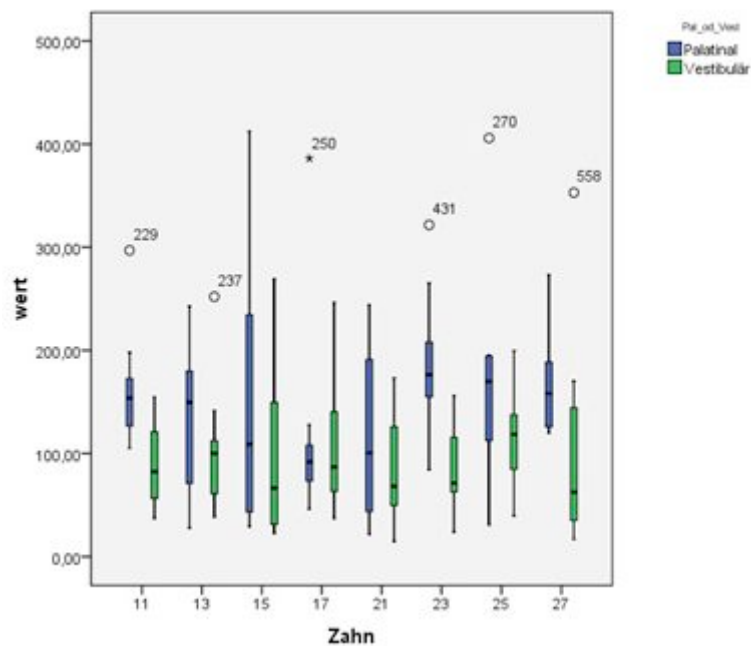


Abb. 91 Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 4

Die Absolutwerte lagen für den Randspalttyp 4 zwischen minimal 15,0 μm an Zahn 21 vestibulär und maximal 405,9 μm an Zahn 25 palatinal. Den kleinsten Mittelwert von 82,5 μm lieferte, wie auch schon den kleinsten Absolutwert, Zahn 21 vestibulär. Der größte Mittelwert fand sich mit 189,2 μm an Zahn 23 palatinal. Der durchschnittliche Mittelwert für alle Zähne betrug 127,9 μm .

Die Streuung lag zwischen 37,9 und 102,1 an den Zähnen 23 vestibulär und 27 vestibulär. Die gemittelte Standardabweichung betrug 65,6.

Die palatinalen Messwerte lagen meist über den vestibulären Messwerten.

Der Signifikanzwert laut ANOVA-Test von 0,760 belegt keinen signifikanten Unterschied der Pfeiler 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27 bezüglich Randspalttyp 4.

4 Ergebnisse

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die besten Ergebnisse für den Randspalttyp 2 erzielt wurden. Die Mittelwerte liegen hier bei einer Standardabweichung von 13,2 - 54,3 ($\bar{\sigma}$ 27,4) zwischen 64,6 μm und 149,3 μm ($\bar{\sigma}$ 95,7 μm).

Die schlechtesten Ergebnisse lieferte wie auch schon bei den Einzelkronen der Randspalttyp 3 mit Mittelwerten zwischen 115,0 μm und 218,7 μm ($\bar{\sigma}$ 166,4 μm). Allerdings lagen hier die Standardabweichungen zwischen 27,0 und 73,8 ($\bar{\sigma}$ 55,9) auf Platz 3.

Die zweitbesten Randspaltwerte fand man innerhalb des Randspalttyps 1 mit Mittelwerten zwischen 76,6 μm und 190,8 μm ($\bar{\sigma}$ 127,7 μm). Auch die Standardabweichungen zwischen 29,1 und 85,7 ($\bar{\sigma}$ 55,3) schnitten hier am zweitbesten ab.

Randspalttyp 4 belegt bezüglich der Mittelwerte zwischen 82,5 μm und 189,2 μm ($\bar{\sigma}$ 127,9 μm) den dritten Platz. Bezüglich der Werte für die Standardabweichung zwischen 37,9 und 102,1 ($\bar{\sigma}$ 65,6) ist er aber eindeutig das Schlusslicht.

Für den Verlauf von bester zu schlechtester Randspaltgruppe ergibt sich bezüglich der Mittelwerte folgende Reihenfolge: 2-1-4-3 (Einzelkronen 4-1-2-3).

Der aus allen Daten errechnete Mittelwert für den Randspalt bei den Brückene Pfeilern beträgt 69,0 μm und ist somit deutlich größer als der Wert für die Einzelkronen von 43,4 μm .

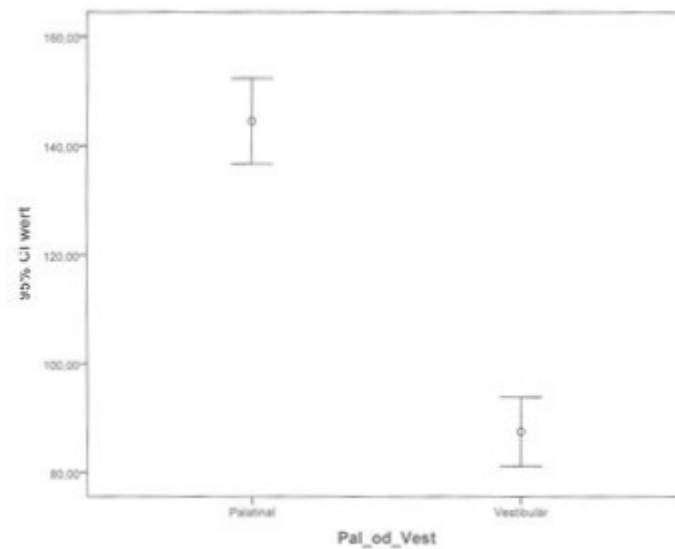


Abb. 92 Vergleich der Zahnflächen palatinal gegen vestibulär an allen Brückenpfeilern

Beim Vergleich der Zahnflächen palatinal gegen vestibulär ergibt sich im ANOVA- Test ein höchst signifikanter Unterschied von $p \leq 0,001$

Die palatinalen Randspaltwerte liegen deutlich über den vestibulären, wie nachfolgende Balkendiagramme/Abbildungen veranschaulichen.

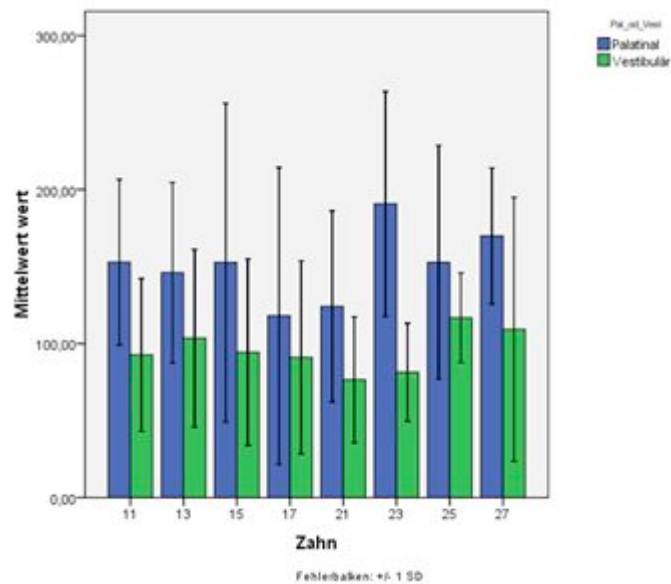


Abb. 93 Brücken Randspalttyp 1

4 Ergebnisse

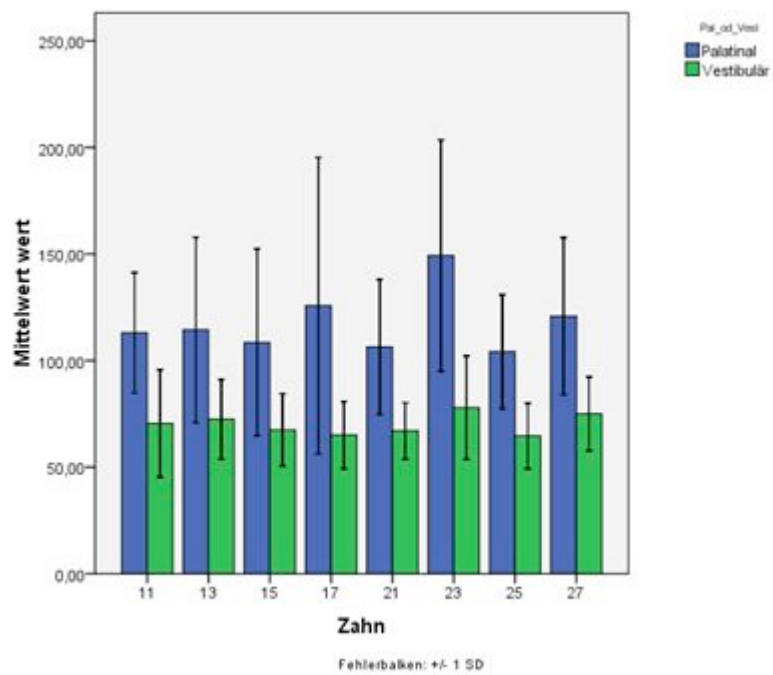


Abb. 94 Brücken Randspalttyp 2

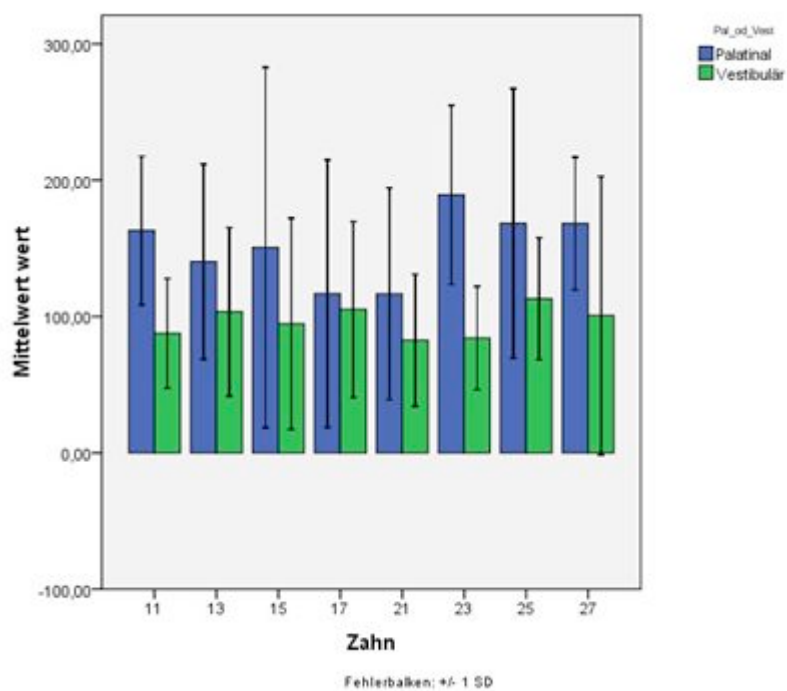


Abb. 95 Brücken Randspalttyp 4

4.1.3 Vergleich der Randspaltmesswerte Krone gegen Brücke nach Zahn und Typ

Einzel- krone	Brücken- anker	Randspalt- typ	N	Mann- Whitney-U	Z	Exakte Signifikanz
Zahn 21	Zahn21	Typ 1	40	102	-2,651	0,007
		Typ 2	40	176	-0,649	0,529
		Typ 3	20	39	-0,832	0,436
		Typ 4	40	109	-2,462	0,013
Zahn 23	Zahn 23	Typ 1	40	59	-3,814	≤0,001
		Typ 2	40	189	-0,298	0,779
		Typ 3	20	24	-1,965	0,052
		Typ 4	40	36	-4,436	≤0,001
Zahn 25	Zahn 25	Typ 1	40	45	-4,193	≤0,001
		Typ 2	38	176	-0,117	0,919
		Typ 3	20	26	-1,814	0,075
		Typ 4	40	32	-4,544	≤0,001
Zahn 27	Zahn 27	Typ 1	40	85	-3,111	0,001
		Typ 2	40	199	-0,027	0,989
		Typ 3	20	7	-3,25	≤0,001
		Typ 4	40	78	-3,3	0,001

Tabelle 9 Parameterfreier Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Einzelkronen und Brückenanker

Zahn 21

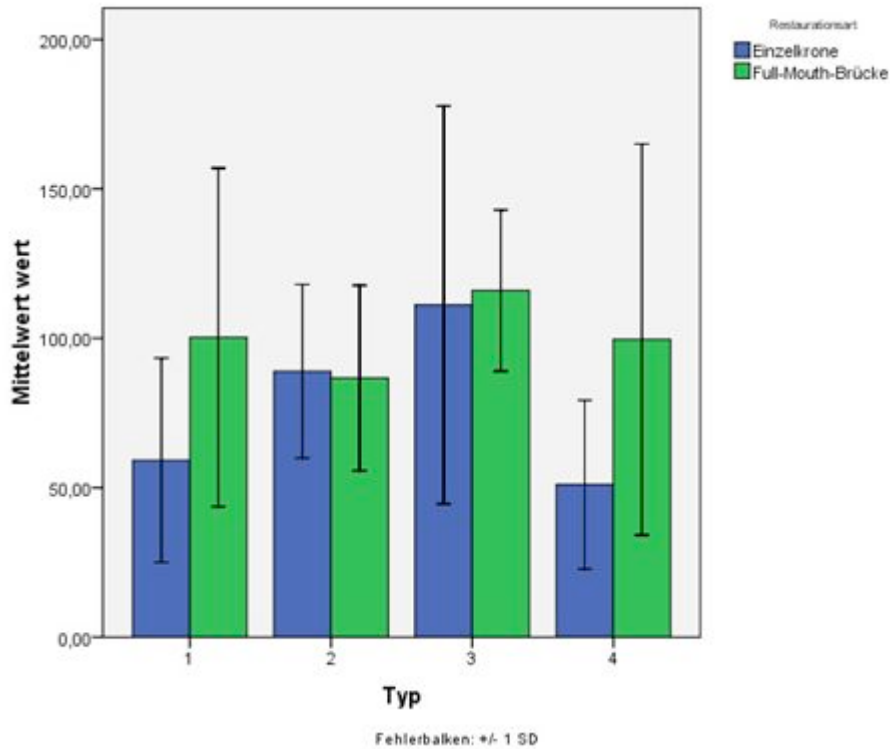


Abb. 96 Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 21

Zusammenfassend lässt sich für Zahn 21 feststellen, dass sich die beiden wichtigsten Randspalttypen 1 und 4, nämlich die Hohlkehle ($p = 0,007$) und die marginale Stufe ($p = 0,013$) signifikant unterscheiden, während bei Typ 2 ($p = 0,529$) und 3 ($p = 0,436$) kein signifikanter Unterschied auftritt.

Bis auf bei Typ 2 sind die Randspaltwerte an den Brückenankern größer als an den Einzelkronen, besonders deutlich ist der Unterschied bei Typ 4.

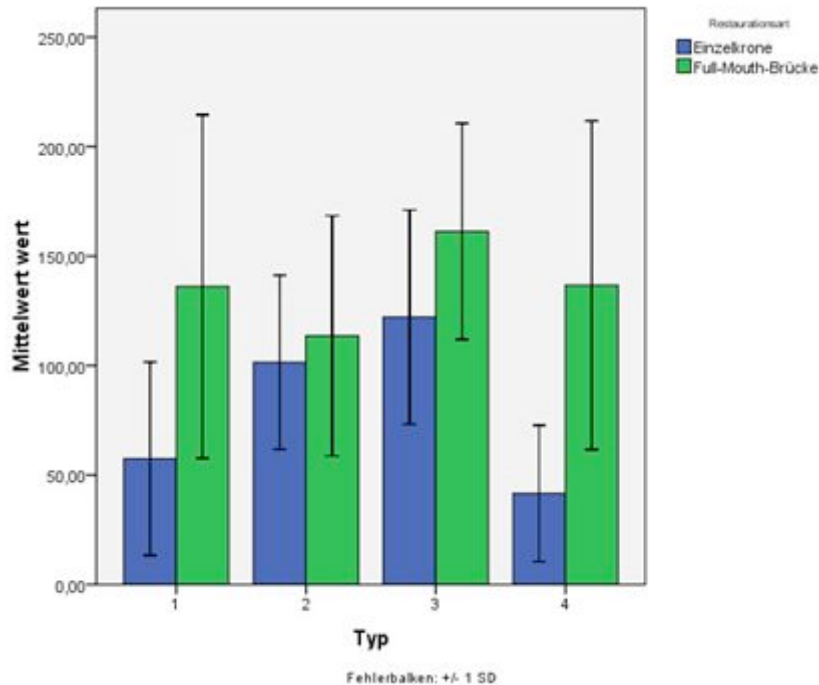
Zahn 23

Abb. 97 Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 23

Zahn 23 weist im Vergleich von Krone gegen Brückenanker wie Zahn 21 nur im Bereich der Hohlkehle ($p \leq 0,001$) und des marginalen Spaltes ($p \leq 0,001$) einen signifikanten Unterschied auf. Randspalttyp 2 ($p = 0,779$) und Randspalttyp 3 ($p = 0,052$) unterscheiden sich nicht signifikant.

Generell sind die Randspaltwerte der Brückenanker bei allen Typen größer als die der Einzelkronen. Besonders drastisch stellt sich dieser Sachverhalt erneut bei Typ 4 dar.

Zahn 25

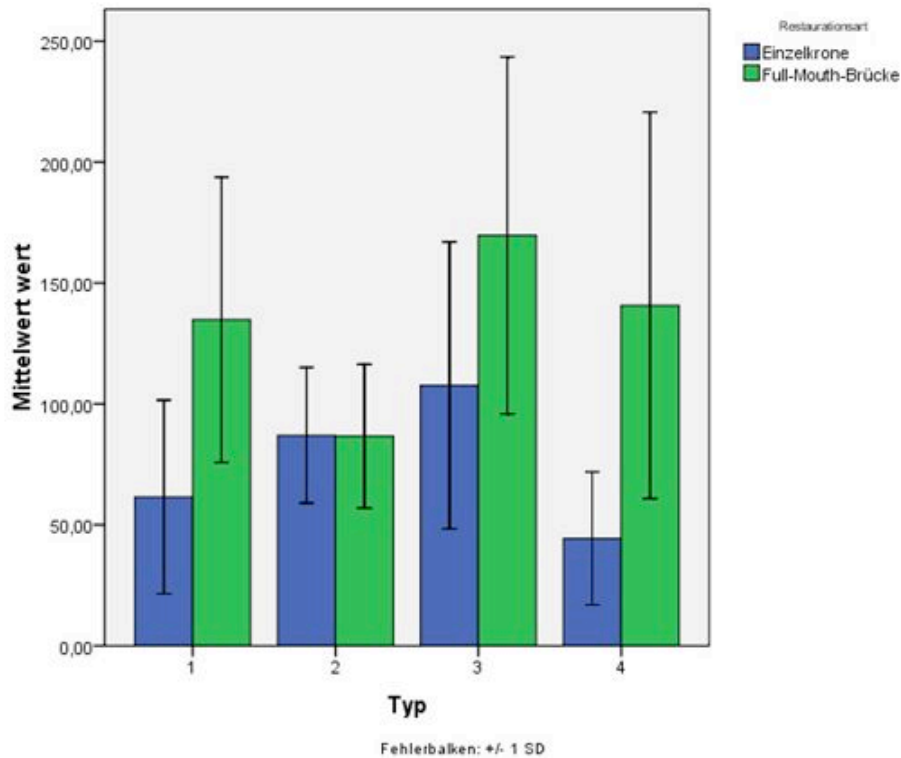


Abb. 98 Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 25

Wie bei den Zähnen 21 und 23 unterscheiden sich auch an Zahn 25 nur die Randspalttypen 1 ($p \leq 0,001$) und 4 ($p \leq 0,001$) signifikant voneinander, während Typ 2 und Typ 3 mit den Werten $p = 0,919$ und $p = 0,075$ als nicht signifikant unterschiedlich einzustufen sind.

Auch hier zeigen sich die Randspaltwerte - mit Ausnahme Typ 2 - für die Brückenanker deutlich größer als die für die Einzelkronen, insbesondere an Typ 4.

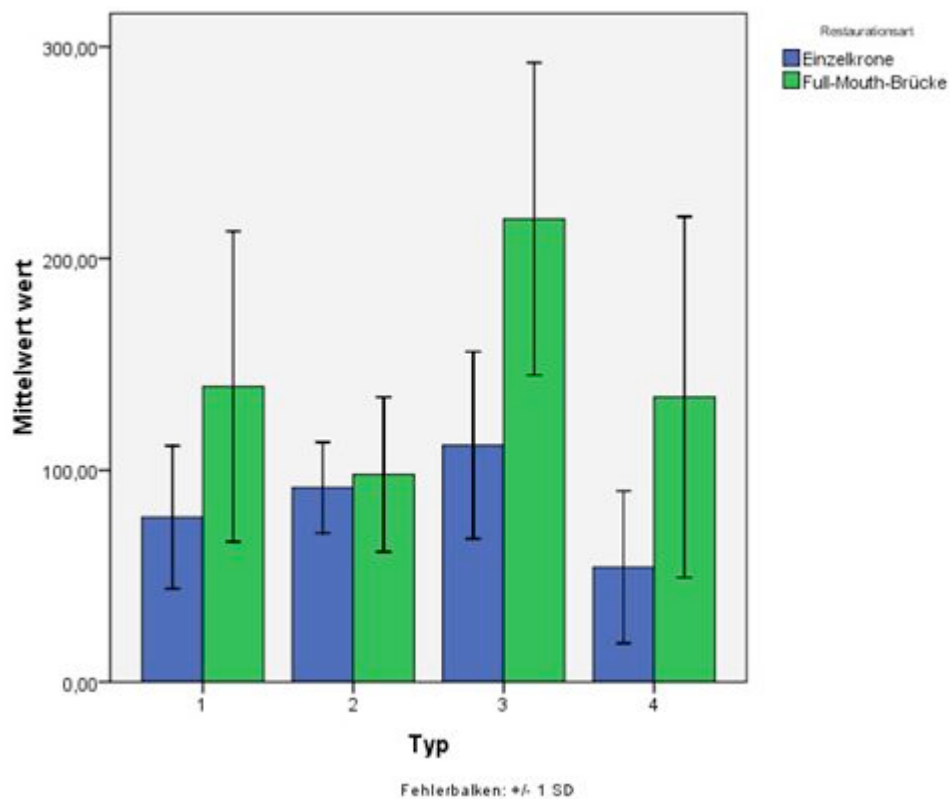
Zahn 27

Abb. 99 Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 27

An Zahn 27 unterscheiden sich Kronen und Brücken bezüglich ihrer Randspaltwerte innerhalb Typ 1 ($p = 0,001$), Typ 3 ($p \leq 0,001$) und Typ 4 ($p = 0,001$) signifikant voneinander. Der Wert für Typ 2 ($p = 0,989$) gibt keinen signifikanten Unterschied an. Auch hier zeigen sich die Randspaltwerte für die Brückenanker an Typ 1, 3 und 4 deutlich größer als die für die Einzelkronen, während sie wie zuvor an Typ 2 nur minimal höher liegen.

5 Diskussion

5.1 In-vitro-Untersuchung

Zur Überprüfung des Randschlusses und der inneren Passgenauigkeit von Kronen und Brücken, die aus neu entwickelten Materialien oder mit innovativen Herstellungsmethoden gefertigt wurden, werden in der Zahnmedizin häufig In-vitro-Untersuchungen durchgeführt. Diese ermöglichen eine bessere Quantifizierbarkeit der Messergebnisse und Vergleichbarkeit untereinander [22, 102, 107].

Um die Ergebnisse der einzelnen In-vitro-Untersuchungen wirklich miteinander vergleichen zu können, sollten sie standardisiert ablaufen. Leider ist es, bedingt durch eine Vielzahl von unterschiedlichen In-vitro-Untersuchungen zum Thema Randspalt- und Passgenauigkeitsverhalten, kaum möglich sinnvolle Vergleiche der Ergebnisse zu erzielen [139-142].

Ein weiteres Problem bringt die Übertragung der Ergebnisse einer In-Vitro-Studie auf die klinische Situation mit sich, da sämtliche Versuchsaufbauten nur eine technisch machbare Annäherung an die klinischen Gegebenheiten darstellen [143].

5.2 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde die marginale und interne Passgenauigkeit von im Kopierfräsverfahren hergestellten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten aus Zirkonoxid anhand von Schnitten lichtmikroskopisch untersucht.

Als Präparationsmodell wurde ein Frasacomodell, für das durchschnittliche Zahn- und Kiefergrößen als Vorlage dienten, mit einem Restzahnbestand von 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27 verwendet. An diesen Zähnen wurde die Präparation einer zirkulären ausgeprägten Hohlkehle von 1,2 mm durchgeführt. Der axiale Substanzabtrag an den Rändern betrug 1 mm, Okklusal- und Inzisalflächen wurden um 1,5-2 mm reduziert. Der Präparationswinkel $\alpha/2$ betrug 5° bei einer Stumpfhöhe von 4-6 mm.

In der Literatur wird die ausgeprägte Hohlkehle neben der abgerundeten Stufe als bevorzugte Präparation für vollkeramische Restaurationen beschrieben [109].

Als Präparationsrichtlinie für Vollkeramikkkronen gilt ein zirkulärer Substanzabtrag von 0,8-1,5 mm, sowie eine okklusale Reduktion um 1,5-2 mm [10, 13, 15, 39, 65, 67, 144-146].

Die Stumpfhöhe sollte mindestens 4 mm betragen und der Präparationswinkel $\alpha/2$ sollte laut Literatur zwischen 3° und 5° liegen [13, 15, 67, 144, 147-148].

Der gleichmäßige Substanzabtrag wurde mit Hilfe eines Silikonüberabdruckes aus Optosil® kontrolliert. Eine gleichmäßige Schichtstärke ist für vollkeramische Restaurationen überaus wichtig, da die Sinterkontraktionen an Stellen größerer Masseanteile erhöht sind, was zu Dimensionsänderungen im Objekt führen kann [109]. Der unter dem Parallelometer über alle Flächen erreichte Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 5° ist als Idealsituation zu werten und klinisch nicht exakt zu erreichen.

Somit wurde die Stumpfpräparation nach wissenschaftlich anerkannten Richtlinien durchgeführt, was als Voraussetzung für eine gute Passgenauigkeit und die Möglichkeit für die selektive Untersuchung der marginalen und internen Passgenauigkeit nur in Abhängigkeit von der Restauration anzusehen ist.

Die Modellherstellung erfolgte, abweichend vom klinischen Vorgehen, über die Doublierung des Präparationsmodells mit dünnfließendem Silikon, wodurch mögliche Abformfehler wie unter klinischen Bedingungen ausgeschlossen werden konnten. Die Restaurationen wurden nicht auf den Patientenmodellen, sondern auf den so entstandenen exakt dimensionsgleichen Meistermodellen untersucht, so dass mögliche Fehler bei der Modellherstellung vernachlässigt werden konnten. Infolge dessen wären wohl minimal bessere Werte als bei klinischer Vorgehensweise zu erwarten. In einer Studie von *Kappert et Altvater* für In-Ceram-Brücken zeigte sich ein Passungsunterschied zwischen Meistermodell und Patientenmodell von ca. 20 µm [141].

Bei den Meistermodellen handelte es sich um 10 Pindexmodelle und 40 Einzelstumpfmodelle aus kunststoffverstärktem Superhartgips, welcher mit einer Druckfestigkeit von 76 MPa weniger abriebstabil ist, als z.B. das in anderen Studien verwendete Epoxidharz.

Zur Gerüsterstellung wurde nach Herstellerangaben vorgegangen und zunächst der Stumpf mit handelsüblicher Vaseline isoliert, um daraufhin eine schichtweise Modellation der Kronenkäppchen aus lichthärtendem, dünnfließendem Kunststoff durchzuführen. Hierbei wurde eine gleichmäßige Schichtstärke des Materials von 0,5 mm angestrebt. Diese ist in der Praxis jedoch nur annähernd zu erreichen, wenn die vom Hersteller angegebenen Zeitspannen in der Anfertigung eingehalten werden sollen, um den wirtschaftlichen Rahmen nicht zu sprengen. Der Hersteller sieht für die Kunststoffmodellation 10-15 Minuten und für die Fräsung ebenfalls 10-15 Minuten pro Zahn vor [95, 149].

Kunststoffmodellation und Fräsung erfolgten am selben Tag um Formveränderungen des Kunststoffgerüsts nach Abnahme vom formgebenden Stumpf zu vermeiden. Die Brückenglieder wurden passgenau aus lichthärtenden Kunststoffplatten modelliert und ausgehärtet, um dann mit dünnfließendem lichthärtendem Kunststoff in zwei Schritten zwischen den Kronengerüsten befestigt zu werden. Dadurch und durch das anschließende Trennen und Verkleben der Brückenglieder wurde ein spannungsfreier Sitz auf dem Modell ermöglicht. Als mögliche Fehlerquellen und Ursachen späterer Passgenauigkeitsdefizite sind bei dieser Herstellungsweise von Zirkongerüsten die immer auftretende minimale Schrumpfung der zur Modellation verwendeten dünnfließenden, lichthärtenden Kunststoffe [48, 150] sowie eine mögliche Deformation beim Abnehmen der Modellation vom Gipsmodell zu erwähnen.

Die Modellation wurde in einer individuell der Gerüstform entsprechend geöffneten Kunststoffplatte mittels Sekundengel befestigt und zusammen mit dieser in der Einspannplatte des Zirkographen ebenfalls mit Sekundengel montiert. Eine etwaige Volumenveränderung des Sekundengels beim Aushärten könnte Auswirkungen auf die spätere Passung der Brückengerüste haben, während sie für die Passung der Einzelkronen eher zu vernachlässigen wäre. Hier wurde ja ein relativ kompaktes Käppchen nur an 2 Stellen verklebt, während die langen und grazilen Brückengerüste 16 Klebestellen aufwiesen.

Nach dem gleichen Prinzip wie die Kunststoffmodellation wurde auch der Zirkonoxidrohling in der linken Aufnahmeplatte des Gerätes eingebracht. Da es sich bei dem verwendeten Rohling um Zirkonoxid in der Grünlingsphase handelt, ist die Bearbeitung schnell und für die Fräsanlage materialschonend möglich. Das Abtasten und Herausfräsen erfolgte mit aufeinander abgestimmten Tast- und Fräsinstrumenten in drei Größen, abgestuft von Grob nach Fein. Hier besteht die Gefahr, dass die Modellation beim Abtastvorgang geringfügig ver-

bogen wird. Insbesondere die großen, grazilen Brückengerüstmodellationen könnten bei leichtem Druck trotz Fixierung an jedem Pfeiler minimal nachgeben, woraus letztendlich ungenauere Passungen resultieren könnten, obwohl es sich subjektiv betrachtet um eine sehr stabile Konstruktion handelte.

Das Heraustrennen des Zirkongerüsts aus dessen Rahmen, erfolgte schließlich nach sorgfältiger Bearbeitung mit dem kleinsten Werkzeug. Der Grünling hat eine offene Porosität, daher ist beim Sintern ein linearer Schwund von mehr als 25% einzuberechnen [90]. Das System ist in der Lage die Gerüstmodellation so in ihrer Dimension zu verändern, dass die Feinaufpassarbeiten nach dem Sintern in etwa denen für Metallkeramik entsprechen [95]. Bei den Einzelkronen wurden die Verbindungen gänzlich verschliffen, während bei den Brücken nur die vestibulären Verbindungen verschliffen wurden und die palatinalen Verbinder mitsamt Kopie der Kunststoffplatte erhalten blieben, um den Sintervorgang aufgestellt auf einem breiten Fuß zu ermöglichen. Hierin könnte ein Grund für größere Randspalten an den palatinalen Flächen liegen. Sinterkontraktionen können an Stellen mit größeren Masseanteilen erhöht sein, was zu Dimensionsänderungen im Gerüst führen kann [109].

Die Verbinder zur Standvorrichtung wurden nach dem Sintervorgang mit einer Sinterscheibe abgetrennt. Auf eine Verblendung der Gerüste wurde verzichtet, da verschiedenen Studien zufolge der Randschluss und die innere Passgenauigkeit dadurch nicht beeinflusst wird [142, 151-152].

Sowohl die Kronen, als auch die kompletten Brückengerüste, wurden unter lichtmikroskopischer Kontrolle bis zur subjektiv optimalen Endposition auf die jeweiligen Stümpfe aufgepasst.

Hierbei wurde besonders auf ein druckloses Aufsetzen geachtet, um eine Abrasion des kunststoffverstärkten Superhartgipses zu verhindern.

Bereits beim Aufpassen fielen bei einfacher Draufsicht, und besonders bei Beurteilung unter dem Lichtmikroskop, der Unterschied zwischen den palatinalen und vestibulären Randspalten an den Brückenpfeilern auf.

Die Kronen- und Brückengerüste wurden mit Glasionomerezement auf dem Meistermodell befestigt. Mit dem Ziel eine möglichst dünne Zementschicht zu erreichen, wurden die Kämpchen mit Hilfe eines Spatels gleichmäßig und nur dünn mit Zement ausgestrichen. Eine Überfüllung der Gerüste hätte zu einem größeren marginalen Randspalt führen können [153]. Während der gesamten Abbindezeit von 10 Minuten wurde in einer standardisierten Apparatur eine konstante Kraft von 50 N in axialer Richtung eingesetzt, um einen möglichst dünnen Zementspalt und den Sitz der Restauration in Schlussposition zu gewährleisten.

Im nächsten Arbeitsschritt wurden die Schnittproben hergestellt. Dabei wurde sehr genau darauf geachtet, den Schnittverlauf senkrecht zur Stumpfoberfläche und parallel zur Längsachse der Pfeiler zu legen und somit einen möglichst axialen Schnitt zu erhalten. Die Einbettung erfolgte mit kunststoffverstärktem Superhartgips, um ein Spannungspotential zwischen verschiedenen Werkstoffen zu vermeiden. Darum musste die spätere Schnittachse vor der Einbettung mit wasserfestem Stift auf die Unterseiten der Probensockel aufgezeichnet werden.

Anhand dieser Linie erfolgte das manuelle Einspannen der Probenblöcke in die Trennmaschine, wobei die Möglichkeit geringfügiger Verzerrungen gegeben war. Um bei der späteren Untersuchung unter dem Lichtmikroskop optimale Voraussetzungen zu erhalten, wurde ein zweiter Schnitt parallel zum ersten gesetzt. Somit lieferte die gesamte Schnittprobe ohne Nachjustieren ein durchwegs scharfes Bild unter dem Mikroskop.

Die durch die Eigendicke der Trennscheibe verursachte minimal exzentrische Schnitfführung und mögliche Verzerrungen, bedingt durch die manuelle Positionierung der Proben oder den destruktiven Schleifvorgang, wurden wegen geringfügigkeit vernachlässigt. Es bleibt zu erwähnen, dass bei Schnittproben immer nur Stichproben des Randes sichtbar werden, weshalb auch in einigen Studien der Randspalt bei direkter Draufsicht unter dem Rasterelektronenmikroskop, und somit über die gesamte Zirkumferenz, bestimmt wird. Auf diese Weise erhält man deutlich mehr Werte für den Randspalt, nicht jedoch für die interne Passung, welche ja gerade bei den neuen Herstellungsmethoden von vollkeramischem Zahnersatz von Interesse ist. Moderne optische Digitalisierungsmethoden (3-D-Passgenauigkeit) ermöglichen es Objekte dreidimensional zu erfassen und zu vermessen, wodurch die Anzahl der Messpunkte deutlich erhöht wird. Diese Methode ist jedoch noch nicht vollständig ausgereift und zudem sehr aufwendig.

Im nächsten Arbeitsschritt wurden die Randspalten und inneren Zementspaltbreiten mit Hilfe des Lichtmikroskops am Computer vermessen. Die angewandten Vergrößerungen (50- und 200-fach) waren ausreichend für die Vermessung und machten damit eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung überflüssig. Die 50-fache Vergrößerung wurde für die Randspalttypen 1-3 eingesetzt, während Typ 4 bei 200-facher Vergrößerung untersucht wurde. Das gesamte Bild konnte aufgrund der parallelen Schnittflächen der Proben gut in gleichmäßiger Schärfe dargestellt werden, wodurch die mögliche Fehlerquelle einer schärfebedingten ungenauen Vermessung vernachlässigbar wird.

Für die quantitative Vermessung wurden viele Punkte in subjektiv gleichem Abstand entlang der Randspaltgrenzen an der Restauration sowie an der Stumpfoberfläche gesetzt. Die Dicke des Spaltes wurde durch das Füllen von Loten ausgehend von einem Punkt auf die Strecke zweier Punkte auf der Spaltgegen-

seite bestimmt. Somit erhielt man viele Abstandswerte zur Beschreibung des Randspaltes. Eine unterschiedliche Menge an Messdaten, hervorgerufen durch unterschiedliche Messpunktabstände oder Doppelmessungen an den Bildgrenzen, wie sie technisch nicht zu vermeiden war, führte durch eine, der Auswertung vorgeschalteten Mittelwertberechnung für die Randspalttypen der einzelnen Proben zu einem vernachlässigbarem Fehler.

Nach *Holmes* sollte die Beurteilung des Randschlusses anhand der „absolute marginal discrepancy“ erfolgen, worunter die Entfernung des Kronenrandes zum Präparationsrand inklusive etwaiger Über- oder Unterkonturierungen zu verstehen ist, da auch Kronenränder mit Zementspaltbreiten annähernd 0 bei Überkonturierung Plaqueretentionsstellen darstellen und klinisch nicht akzeptabel sind [107]. In dieser Untersuchung wurde jedoch in Anlehnung an frühere Studien und zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse die Zementspaltbreite zwischen Restauration und Stumpf im 90°-Winkel gemessen.

5.3 Ergebnisse

Das Ziel der Untersuchung lag darin, den Randschluss und die interne Passgenauigkeit von im Kopierschleifverfahren hergestellten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brücken aus Zirkonoxid zu untersuchen und miteinander zu vergleichen, um die Hypothese, die Passung sei unabhängig von der Restaurationsart, der Pfeilerposition und des Messpunktes entweder zu widerlegen oder zu bestätigen. Außerdem sollte eine praxisnahe Aussage für den Zahnarzt oder Zahntechniker über dieses Herstellungsverfahren für Zirkonrestorationen gemacht werden.

5.3.1 Vergleich der Randspalten und Passgenauigkeiten

Die meisten Autoren postulieren heute eine maximale marginale Randspaltbreite zwischen 50 und 100 μm , während sich aus einer Studie von *McLean und Fraunhofer* sogar 120 μm als maximal akzeptable Größe ergibt [22, 24, 27, 62, 103, 122].

Mit einem durchschnittlichen marginalen Randspaltwert von 48 μm (von 37 μm bis 67 μm) liegen die Einzelkronen eindeutig im klinisch tolerablen Bereich, während der Durchschnittswert für den marginalen Randspalt bei den 14-gliedrigen Brückengerüsten von 128 μm (von 83 μm bis 189 μm) gerade nicht mehr als klinisch akzeptabel zu bewerten ist. Die Werte für den marginalen Randspalt, für die Hohlkehle, die seitlichen Flanken und das okklusale Relief zeigen, sowohl innerhalb der Gruppe der Einzelkronen als auch innerhalb der Brückenpfeilergruppe, keinen signifikanten Unterschied, so dass von keinem Einfluss der Zahnposition auf das Ergebnis ausgegangen werden kann. Im Vergleich der Zahnflächen palatinal und vestibulär zeigt sich sowohl bei den Einzelkronen, als auch bei den Brückenpfeilern ein signifikanter Unterschied in der statistischen Auswertung ($p < 0,05$) zugunsten der vestibulären Messwerte. Der

Unterschied ist bei den Brücken jedoch deutlich größer (Signifikanzwert 0,000) als bei den Einzelkronen (Signifikanzwert 0,032).

Die Brücken weisen an allen Zähnen und Messpunkten prinzipiell größere Randspaltwerte auf als die Einzelkronen. Die Messwerte von Kronen und Brücken unterscheiden sich an den wichtigsten Randspalttypen 1 und 4 bei allen verglichenen Zähnen signifikant. Auch die durchschnittliche Standardabweichung im Bereich der Hohlkehle liegt bei den Brücken mit einem Wert von 66 deutlich über dem Wert von 37 bei den Einzelkronen.

Eine zu ähnlichen Bedingungen durchgeführte Passgenauigkeitsuntersuchung von CAD/CAM (Zeno) gefertigten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten aus Zirkonoxid durch Beuer et al, zeigte einen durchschnittlichen marginalen Randspalt von 13 μm für die Einzelkronen und 25 μm für die Brückenanker. Allerdings liegt der Maximalwert am Brückenanker 21 bei 158 μm und somit auch außerhalb der klinischen Toleranzgrenze. Der Unterschied zwischen marginalen Randspalten von Einzelkronen und Brückenankern ist auch hier statistisch signifikant. Außerdem wird der Unterschied an den Zahnflächen palatinal und vestibulär, mit Ausnahme von Zahn 27 an dem sich vestibulär ein größerer marginaler Randspalt als palatinal messen lässt, ähnlich beschrieben [119]. Bei einer Studie über die Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Procera AllCeram-Kronen ergaben sich Messwerte zwischen 56 μm und 63 μm . Bei den untersuchten Gerüsten handelte es sich jedoch nur um Einzelkronen auf Prämolaren und Molaren - und nicht um Brückenanker [154]. In weiteren Studien zeigten In-Ceram- und IPS Empress-Kronen mittlere Randspalten von 63 μm bis 131 μm [28, 123, 140]. Brückengerüste lieferten in einer wiederum anderen Studie Messergebnisse für den marginalen Randspalt zwischen 65 μm und 75 μm . Untersucht wurden dreigliedrige, mit den CAD/CAM-Systemen Digident, Lava und Cerec Inlab gefertigte Brückengerüste aus Zirkonoxid [155].

Eine 2003 von Le Tran durchgeführte Untersuchung von dreigliedrigen, mit dem Cercon-System hergestellten Zirkonoxidbrückengerüsten ergab mittlere marginale Randspaltwerte von 119,9 μm für Stufen- und 124,1 μm für Hohlkehlpräparation [62].

Die vorliegende Untersuchung liefert somit realistische, mit der Vergleichsliteratur konforme Werte und erhält somit Aussagekraft.

Die im Vergleich mit anderen Untersuchungen erhöhten Messwerte bei den Brücken sind zum einen darauf zurückzuführen, dass es sich um 14-gliedrige Brücken mit 6 Spannen und nicht um dreigliedrige Brücken mit nur einer Spanne oder Einzelkronen handelt. Schon minimale Verziehungen im Bereich des Verbindungsgliedes haben hier einen ausgeprägt negativen Einfluss auf die Passung an den Pfeilern. Zum anderen wurden die Gerüste nicht von erfahrenen, mit dem System vertrauten, Zahntechnikern angefertigt, sondern vom Autor selbst, der sich in das System neu einarbeiten musste und keine Routine mit den verwendeten Materialien hatte, was mit Sicherheit auch an manchen Stellen zu Ungenauigkeiten geführt hat. Auf diese Weise flossen jedoch indirekt auch die Anwenderfreundlichkeit und Fehlertoleranz des Systems in das Ergebnis mit ein.

Eine Erklärung für die erhöhten Messwerte, sowohl an den Einzelkronen als auch an den Brückenpfeilern, im Vergleich mit den CAD/CAM (Zeno) gefertigten Kronen und 14-gliedrigen Brücken in der Studie von *Beuer et al*, könnte in der Vielzahl von Arbeitsschritten liegen, die bei diesem Kopierfräsverfahren nötig sind und die nicht computergesteuert, sondern von Menschenhand durchgeführt werden. Somit entstehen deutlich mehr potentielle Fehlerquellen. Grundsätzlich ist der Umweg über eine Kunststoffmodellation fehleranfälliger als die direkte Stumpfscannung. Gerade bei Brückengerüsten kann leicht ein Verzug des Objektes bei der Abnahme und der Fixierung der Modellation ent-

stehen. Problematisch gestaltet sich auch die Erzielung einer gleichmäßigen Schichtstärke über die komplette Stumpfoberfläche, die bei computergestützten Systemen von der Software übernommen wird. Folglich kann es durch unterschiedliche Gerüsticken zu schlecht vorhersehbaren Sinterschrumpungen kommen, welche Einfluss auf die Passung haben können. Auch die höheren Standardabweichungen werden so nachvollziehbar. Des weiteren wurden unterschiedliche Rohlinge verwendet. Der hier bearbeitete Grünkörper weist einen nachträglichen Sinterschwund von 25% auf, während der für die Bearbeitung im Wieland Zeno verwendete Weißling als solcher bereits vorgesintert war, wodurch sich ein geringerer nachträglicher Schwund von nur 20% ergibt [90, 119].

Die deutlich bessere Passung der Einzelkronen erscheint bei Betrachtung des einfacheren Fertigungsprozesses plausibel. Auch tragen hier keine großen Masseunterschiede zwischen dünnen Gerüstwänden und massiven Brückengliedern zu erhöhten, ungleichmäßigen Sinterschrumpungen bei. Beim Sintervorgang wurde auf einen Verbinder und Standfuß aus Zirkon verzichtet und das Gerüst mit seiner Okklusalfäche auf Aluminiumoxidkörner gelegt, was ebenfalls zu weniger potentiellen Sinterschrumpungen führte.

Die große Inkongruenz der marginalen Passung zwischen palatinalen und vestibulären Zahnflächen könnte bei den Brückengerüsten ebenfalls mit dem Sintervorgang, bzw. der Lagerung beim Sintern, in Zusammenhang stehen. Durch das Belassen der kompletten palatinalen Haltevorrichtung mit Verbindung zu den Palatinalflächen der Brückenanker entsteht bei Betrachtung des gesamten Sinterobjektes eine gewaltige Zirkonoxidmasse im Kern, also palatinal. Falls es also, wie angenommen, zu ungleichmäßigen Sinterschrumpungen kommt, muss dies auch zu ungleichen Passungen an palatinalen und vestibulären Stumpfflächen führen. Diese These erklärt jedoch nicht die Verhältnisse zwischen den pa-

latinalen und vestibulären Flächen an den Einzelkronen, welche sich ja auch, wenn auch nicht so deutlich, zugunsten der vestibulären Randspaltwerte voneinander unterscheiden. Ungleiche Masseverhältnisse könnten hier durch das Abtrennen der Verbinder entstanden sein. Aufgrund der sehr weichen Grünlingsbeschaffenheit war beim Verschleifen äußerste Vorsicht erforderlich, was eher zu dickeren, als zu dünneren, Materialstärken im Verbinderbereich, nämlich palatinal und vestibulär führte. Auch ist die Dimensionsstabilität des zur Befestigung der Kunststoffmodellation in der Rahmenkonstruktion verwendeten Sekunden-gels nicht geklärt. Sowohl Kronen als auch Brückenanker wurden an palatinaler und vestibulärer Fläche damit im Rahmen befestigt, was möglicherweise zu Verziehungen der Kunststoffvorlage und somit auch der fertigen Arbeit führte. Insbesondere an den Palatinalflächen der Frontzähne, welche ja im Vergleich mit denen der Seitenzähne eine geringere Höhe und einen Knick aufweisen, tritt der Unterschied besonders hervor, während die Unterschiede an den Seitenzähnen sehr gering ausfallen, was aus den Mittelwerten nicht hervorgeht. Die Verbindung zum Rahmen nimmt an Zahn 21 und 23 aufgrund ihrer Anatomie und Präparationsform fast die gesamte Palatinalfläche ein, was wiederum zu einer im Verhältnis zur Fläche größeren Klebestelle und somit zu verschleifendem Zirkonüberschuss führt. Das Verschleifen stellt an den unebenen Palatinalflächen eine größere Schwierigkeit als an den langen ebenen vestibulären Flächen dar, woraus größere palatinale Schichtstärken resultieren. Darin könnte möglicherweise wiederum aufgrund ungleicher Sinterschrumpfung die Ursache für die erhöhten palatinalen Randspaltwerte bei den Einzelkronen und hier insbesondere Zahn 21 und 23 liegen.

5.4 Schlussfolgerung für die Praxis

Die im Kopierschleifverfahren hergestellten Einzelkronen können bedenkenlos klinische Anwendung finden, während die klinische Anwendbarkeit bei den 14-gliedrigen Brücken kritisch zu betrachten ist, da die marginale Passung mit einem Durchschnittswert von 128 μm über den in der Literatur geforderten 50-120 μm liegt. Die Studie hat gezeigt, dass auch ohne teure, computergesteuerte Systeme mit dem Werkstoff Zirkonoxid zumindest für Einzelkronengerüste eine sehr gute marginale und interne Passung erzielbar ist. Sehr wahrscheinlich sind bei kleineren Brücken deutlich bessere Werte zu erwarten, was jedoch erst mit weiteren Untersuchungen belegt werden muss. Der zur Herstellung der Restauration erhöhte Zeitaufwand im Vergleich zu modernen CAD/CAM-Systemen wird mit deutlich geringeren Investitionskosten entschädigt, jedoch sollte bei dauerhaftem Arbeiten mit diesem System wegen des trotz Absauganlage freiwerdenden Zirkonstaubs auf ausreichenden Atemschutz geachtet werden.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden In-vitro- Untersuchung wurden 40 Einzelkronen- und zehn 14-gliedrige Brückengerüste aus Zirkonoxid mit dem von Enrico Steger nach dem pantographischen Prinzip entwickelten Zirkographen der Firma Zirkon-Zahn im Kopierfräsverfahren hergestellt. Es sollten Aussagen über die marginale und interne Passung beider Restaurationsarten sowie ihre klinische Anwendbarkeit gemacht werden. Es galt die Hypothese, die Passung sei unabhängig von der Restaurationsart, der Pfeilerposition und des Messpunktes entweder zu widerlegen oder zu bestätigen.

Die fertiggesinterten Gerüste wurden, nach dem Aufpassen auf ihren Meistermodellen, mit Glasionomermazement befestigt. Nach Einbettung in Superhartgips wurden transversale, achsengerechte Schnitte an allen Ankerzähnen der Brücken, sowie den Einzelkronen hergestellt und lichtmikroskopisch untersucht. Die Randspalten wurden am Computer vermessen und die so gewonnenen Daten für die marginale und innere Passung statistisch ausgewertet.

Die Ergebnisse zeigen einen mittleren marginalen Randspaltwert von 48 μm für die Einzelkronen und 128 μm für die Brücken. Die Werte für die interne Passung liegen tendenziell über den jeweiligen Werten. Damit befinden sich die Werte für die marginale Passung der Einzelkronengerüste eindeutig im klinisch tolerablen Bereich, während die der Brückengerüste etwas darüber liegen. Innerhalb der jeweiligen Restaurationsart zeigen sich zwischen den Pfeilerzähnen, sowohl bei der internen als auch bei der marginalen Passung, statistisch keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich Brücke gegen Krone erhielt man an jedem Zahn signifikant unterschiedliche Werte für den marginalen Randspalt sowie die Hohlkehle, während sich die Werte für die seitlichen Flanken und das okklusale Relief nicht signifikant unterschieden. Auffällig ist der hoch signifikante Unterschied sowohl für die marginale als auch für die interne Passung

zwischen den Werten an den palatinalen und vestibulären Zahnflächen der Brückenanker. Gründe für das unterschiedliche Abschneiden der beiden Restaurationen sind im Herstellungsverfahren zu finden. Zahlreiche Arbeitsschritte machen das Kopierschleifverfahren fehleranfällig. Beim Abnehmen der zu kopierenden grazilen Kunststoffmodellation vom Stumpf kann es sowohl bei kleinen, jedoch besonders bei großen, Restaurationen zu Verziehungen kommen, welche sich bis in die fertige Arbeit übertragen. Durch ungleichmäßige Masseverteilungen und einen voluminösen Standfuß sind die Brückengerüste anfälliger für unkontrollierbare Sinterschrumpfungen als Kronengerüste. Die Verwendung eines sogenannten Grünlings als Rohling führt zu einer höheren Sinterschrumpfung als die Verwendung eines Weißlings, der bei anderen, computer-gesteuerten, Systemen häufig verarbeitet wird. Trotz rein manueller Herstellung weisen die Kronengerüste bessere Randspaltwerte auf als in manchen anderen Studien untersuchte und im CAD/CAM-Verfahren angefertigte Kronen.

7 Literaturverzeichnis

1. Heintze, S.D., *Brücken aus vollkeramischem Material (IPS Empress 2)*. In: *IvoclarVivadent Report Nr.12: IPS Empress2: Die Vollkeramik-Brücke und mehr*. FL-Schaan, 1998. **12**: 11-31.
2. Vlachopoulos, E., *Licht und Farbe– Die Eigenschaften des Lichtes und ihr Einfluß auf die ästhetische Gestaltung von Kronen*. Quintessenz Zahntechnik, 2001. **27**: 524-595.
3. Brauner, J., *Klinische Bewertung von Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat-Glaskeramik*, Diss. 2003, Recklinghausen.
4. Elmiger, R., Hagmann A., Wohlwend A., Schärer P., *Vollkeramikbrücken: eine Utopie oder ist die Inkorporation solcher Brücken sinnvoll?* Die Zahntechnik der Schweizer Zahntechnischen Vereinigung, 1989. **46**: 15-18.
5. Filser, F., et al., *Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich*. Quintessenz Zahntechnik, 2002. **28**: 48-60.
6. Kappert, H.F. and M. Krah, *Keramiken– eine Übersicht*. Quintessenz Zahntechnik, 2001. **27**: 668-704.
7. Kelly, J.R., J.A. Tesk, and J.A. Sorensen, *Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling*. J Dent Res, 1995. **74**: p. 1253-1258.
8. Luthardt, R., et al., *Aktuelle CAD/CAM- Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz*. ZWR 2001. **110**: 747-754, 797-802.
9. Mehl, A., *Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker*. ZBay Online Quintessenz, 2001. **5**: 1-6.
10. Rinke, S. and R. Jenatschke, *Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis*. Quintessenz, 2001. **52**: 1151-1159.
11. Sturzenegger, B., et al., *Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2000. **110**: 131-139.

12. Apholt, W., et al., *Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram-Zirconia bars*. Dent Mater, 2001. **17**: 75-79.
13. Fenske, C., et al., *In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite*. ZWR, 2000. **109**: 223-226.
14. Hüls, A., *Zum Stand der klinischen Bewährung infiltrationskeramischer Verblendkronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1995. **50**: 674.
15. Kern, M. and P. L., *Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen*. dental-praxis, 2002. **14**: 269-276.
16. Massimiliano, G., et al., *Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia*. Int J Prosthodont 2002. **15**: 339-346.
17. Mörmann, W.H. and A. Bindl, *3-year Clinical Evaluation of In-Ceram CAD/CAM Core Crowns*. J Dent Res 2001. **80** (Spec. Issue: 651 Abst 995).
18. Wohlwend, A. and P. Schärer, *Die Empress-Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen*. Quintessenz Zahntechnik, 1990. **16**: 966-978.
19. Bieniek, K.W. and H. Küpper, *Zur Randspaltproblematik von Keramik kronen*. Zahnärztl Welt, 1988. **97**: 1048-1051.
20. Dreyer, K., *Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren*. Dtsch Zahnärztl Z, 1958. **7**: 461-469.
21. Eichner, K. and R. Voss, *Der Kronenrand*. Dtsch Zahnärztl Z 1971. **26**: 742-757.
22. Geurtsen, W., *Der Kronen- und Füllungsrand*. Dtsch Zahnärztl Z, 1990. **45**: 380-386.

23. Kappert, H. F. and A. Altvater, *Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken*. Dtsch Zahnärztl Z 1991. **46**: 151-153.
24. Körber, K.H. and P. Lenz, *Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen*. Zahnärztl Welt, 1968. **69**: 440-445.
25. Marxkors, R., et al., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 1993, München: Carl Hanser Verlag.
26. McLean, J.W. and J.A. von Fraunhofer, *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J 1971. **131**: 107.
27. Rehberg, H.J., *Der Kronenrand: Exakter Randschluß – was ist das?* Dtsch Zahnärztl Z, 1971. **26**: 696-699.
28. Schäfers, F., J. Järschke, and G. Meyer, *Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen*. ZWR, 1994. **103**: 686-689
29. Spiekermann, H., *Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken*. Dtsch Zahnärztl Z, 1986. **41**: 1015-1019.
30. Tinschert, J., et al., *Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system*. Oper Dent, 2001. **26**: 367-374
31. Valderhaug, J., *Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium*. ZWR, 1978. **87**: 230-235.
32. Spur, G., *Keramikbearbeitung – Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen*. 1989, München-Wien: Carl Hanser Verlag.
33. Schüller, K.H. and H.W. Hennicke, *Zur Systematik der keramischen Werkstoffe*. Ceram Forum Int, 1985. **62**: 259-263.
34. Pospiech, P., *Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung*. Vortrag, 2001.

35. Fürst, E.-M., *Untersuchungen zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel*. Diss 2008, Ludwig-Maximilians-Universität München.
36. Hickel, R. and K.-H. Kunzelmann, *Keramikinlays und Veneers*. 1997, München: Hanser Verlag.
37. Kerkhof, F., *Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. Handbuch der Keramik*. 1982, Freiburg: Schmid Verlag.
38. Marx, R., *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. **48**: 229-236.
39. Pospiech, P., *Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken*. dental-praxis, 2002. **9-10**: 255-257.
40. Eichner, K. and H.F. Kappert, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 1996, Heidelberg: Hüthig Verlag.
41. Luthardt, R. and R. Musil, *CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1997. **52**: 380-384
42. Marx, R., *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. **48**: 229-236.
43. Strub, J.R., et al., *Curriculum Prothetik Band I – III*. 1999, Berlin: Quintessenz Verlag.
44. Tinschert, J., et al., *Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: 545-550.
45. Filser, F., et al., *Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich*. Quintessenz Zahntechnik, 2002. **28**: 48-60.
46. Kerler, G., *In-vitro-Untersuchung zum Frakturverhalten vollkeramischer Kronen nach Perforation*. Diss 2010, Ludwig-Maximilians-Universität, München.

47. Marxkors, R., H. Meiners, and J. Geis-Gerstorfer, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 2008, München: Carl Hanser Verlag.
48. Kappert, H.F. and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung, Band 2, Werkstoffkunde unter klinischen Aspekten*. 2008, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
49. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. *Biomaterials*, 1999. **20**: 1-25.
50. Stevens, R. and D. Hennike, *ZrO₂-Keramik*. In: *Kriegsmann, J. (Hrsg.) Technische keramische Werkstoffe*. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1992. Grundwerk: 1-101.
51. Kappert, H.F., *Keramik als zahnärztlicher Werkstoff*. In: *Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M. (Hrsg.), in Curriculum Prothetik*. 2005, Quintessenz Verlag: Berlin. 607-639.
52. Kulis, A., *Verbundfestigkeiten verschiedener dentaler Zirkoniumoxid-Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken*. 2006: Freiburg.
53. Rieger, W., *Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin*. Sonderdruck aus Industrie Diamanten Rundschau, Metoxid AG, CH-Thayngen, 1993.
54. Kohal, R.J., et al., *Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants*. *Int J Prosthodont* 2002. **15**: p. 189-194.
55. Mehl, A., *Technologische Grundlagen und Klassifizierungen*. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 2001. **4**: 6-9.
56. Völkl, L., *Cercon® – Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental*. *Quintessenz*, 2001. **52**: 811-814.
57. Müller, C., *Zirkonoxid monolithisch oder teilverblendet*. *Quintessenz Zahntech*, 2013. **39**: 140-149.

58. Ludthardt, R. and R. Musil, *CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1997. **52**: 380-384.
59. Stephan, M., *Zur Entwicklung von ZrO₂-verstärkten Dentalkeramiken* Diss. 2000, Universität Tübingen.
60. Garvie, R.C., R.H. Hannik, and R.T. Pascoe, *Ceramic steel?* Nature, 1975. **258**: 703-704.
61. Tinschert, J., *Materialkunde Zirkonoxid*. ZWP Spezial, 2001. **4**: 43.
62. Fischer, T., *Vergleich der marginalen und internen Passung von drei verschiedenen Zirkondioxid-Systemen anhand dreigliedriger Brückengerüste*, Diss 2006, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
63. Marxkors, R. and H. Meiners, *Taschenbuch der Zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 4th ed. 1993, München, Wien: Hanser Verlag.
64. Pröbster, L., *Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK 1999.
65. Reuling, N. and G.K. Siebert, *Keramische Werkstoffe – Entwicklungsstand und Bedeutung*. Dent Lab, 1989. **37**: 67-71.
66. Riedling, W., *Fortschritte der gegossenen Glaskeramik*. Zahnärztl Mitt, 1989. **79**:1678
67. Bieniek, K.W. and H. Spiekermann, *Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme – Eine kritische Bewertung*. Quintessenz, 1993. **44**: 529-542; 689-697
68. Malament, K.A. and D.G. Grossmann, *Bonded vs. non bonded Dicor crowns: Four years report*. J Dent Res, 1992. **71**: 321
69. Hölsch, W. and H.F. Kappert, *Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. **47**: 621-623.
70. Höland, W., et al., *Mikrostruktur der IPS Empress-Glaskeramik*. Phillip J, 1992. **9**: 551-553.

71. Dong, J.K., et al., *Heat-pressed ceramics: technology and strength*. Int J Prosthodont, 1992. **5**: 9.
72. Witkowski, S., *Presskeramiken – Aktueller Überblick über die Systeme 2000*. Quintessenz Zahntech, 2000. **26**: 452-486.
73. Studer, S., C. Lehner, and P. Schärer, *Seven-year results of leucite-reinforced glassceramic inlays and onlays*. J Dent Res, 1998. **77**: 803.
74. Pospiech, P., et al., *Clinical evaluation of posterior crowns and bridges of Empress II: Preliminary results after one year*. J Dent Res, 1999. **78**: 307
75. Pospiech, P., et al., *In-vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of Empress II*. J Dent Res, 1999. **78**: 307.
76. Sorensen, J.A., et al., *Empress II All Ceramic Bridge Clinical Trial: Status 1998*. J Dent Res, 1999. **78**: 218.
77. Esquivel-Upshaw, J.F., et al., *Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs*. Int J Prosthodont, 2004. **17**: 469-475.
78. Esquivel-Upshaw, J., et al., *Four year in vivo performance of a lithia-disilicate based ceramic*. J Dent Res, 2006. **85**: 85.
79. Marquardt, P. and J.R. Strub, *Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study*. Quintessence Int., 2006. **37**: 253-259.
80. Ivoclar Vivadent, G., *IPS e.max® – Information für den Zahntechniker*, in *IPS e.max® – ein System für alle Indikationen*: Liechtenstein.
81. Strub, J.R., et al., *Curriculum Prothetik Bd. 2*. Vol. 3. Aufl. 2005, Berlin: Quintessenz.
82. Duret, F., J. Blouin, and M. Duret, *CAD/CAM in Dentistry*. J Am Dent Assoc, 1988. **117**: 715-720.

83. Strietzel, R., *FutureDent – Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems*. Quintessenz Zahntech, 2001. **27**: 970-978.
84. Gojowy, T., *Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum*. Quintessenz Zahntech, 2002. **28**: 648-653.
85. Mehl, A., *Von den Anfängen bis heute*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 2001. **4**: 10-11.
86. Böhm, U., *CAD/CAM contra Gießen*. Quintessenz Zahntech 2002. **28**: 114-120.
87. Schmidt, A., W. Michael, and K. Böning, *CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin*. Quintessenz, 1998. **49**: 1111-1122.
88. Fick, K., *Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel*, Diss 2003, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
89. Luthardt, R. and H. Rudolph, *Der richtige Werkstoff*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 2001. **4**: 12-16.
90. München, A.V. 19.01.2012.
91. Suttor, D., *Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestorationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - ein Vergleich lohnt sich*. DZW - Die Zahnarzt Woche, 2002. **4**: 9-11.
92. Cramer von Clausbruch, S., *Kopierfräsen als verlässliches Verfahren in der Zahntechnik*. Quintessenz Zahntech, 2008. **34**: 332-342.
93. Cramer von Clausbruch, S., *Kopierfräsen in einer neuen Dimension*. Quintessenz Zahntech, 2008. **34**: 1500-1508.
94. Pammersperger, R. A., *Zum Frakturverhalten vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus In-Ceram (Celay) nach unterschiedlicher Bearbeitung – eine In-vitro-Studie*, Diss 2006, Ludwig-Maximilians-Universität, München.

95. Steger, E., *ZirkonZahn für die Grünlingsbearbeitung von Zirkoniumdioxid-Gerüstmaterial*. Quintessenz Zahntech, 2005. **31**: 624-633.
96. Kanotscher, A., *Zirkonoxidfräs- oder Glas-Press-Keramik?* Quintessence Zahntech, 2006. **32**: 682-693.
97. Karatasli, Ö., et al., *Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by aided manufacturing systems*. Dent mater J, 2011. **30**: 97-102.
98. Gernet, W., *Kronen und Brücken.*, in *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde Bd. 3*, C.H. Verlag, Editor. 1987, Voß, R. Meiners, H.: München, Wien.
99. Sorensen, J.A., *A standardized method for determination of crown margin delity*. J Prosthet Dent, 1990. **64**:18.
100. Donath, K. and K. Roth, *Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen*. Z Stomatol 1987. **84**: 53.
101. Schwickerath, H., *Randspalt und Löslichkeit*. Dtsch Zahnärztl Z, 1979. **34**: 664.
102. Abbate, M.F., A. Tjan, and W. Fox, *Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems*. J Prosthet Dent, 1989. **61**: 527-531.
103. Bieniek, K.W. and H. Küpper, *Zur Randspaltproblematik von Keramikronen*. Zahnärztl Welt, 1988. **97**: 1048–1051.
104. Bieniek, K.W., H. Küpper, and E.-J. Richter, *Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor- Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1989. **44**: 783–784.
105. Addi, S., et al., *Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro*. J Dent, 2002. **30**: 53-58.

106. Haas, M., W.A. Wegscheider, and R.O. Bratschko, *Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikkrone im Vergleich*. Quintessenz, 1988. **4**: 625–633.
107. Holmes, J.R., et al., *Considerations in measurement of marginal fit*. J Prosthet Dent, 1989. **62**: 405–408.
108. Kerschbaum, T., M. Mentler-Koesser, and E. Stender, *Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?* Zahnärztl Mitt, 1990. **80**: 2200–2210.
109. Lenz, M., A.J. Patyk, and L.W.R. Kobes, *Randschlußverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes*. ZWR, 2000. **109**: 154–159.
110. Meiners, H., *Das Problem der Paßgenauigkeit – Der Randschluß von Gußkronen*. Dent Labor, 1986. **34**: 1939–1944.
111. Mühlemann, H.R., K.H. Rateitschak, and H.H. Renggli, *Parodontologie*. 1978, Stuttgart: Thieme-Verlag.
112. Roulet, J.F., *Marginal integrity: clinical significance*. J Dent, 1994: p. 9-12.
113. Demmel, H.J., *Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1971. **26**: 700–705.
114. Linkowski, G.A., *Klinische Nachuntersuchungen von schrumpfungsfreien Porzellankronen*. 1988: Zürich.
115. Abdin-Bey, S., *Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme*. Diss 2003, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
116. Einfeldt, H., *Passgenauigkeit gegossener Metallarbeiten*. Dtsch Zahnärztl Z, 1969. **24**: 1087–1093.
117. Hung, S.H., et al., *Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown*. J Prosthet Dent, 1990. **63**: 26-31.
118. Weaver, J.D., G.H. Johnson, and D.J. Bales, *Marginal adaptation of castable ceramic crowns*. J Prosthet Dent, 1991. **66**: 747-753.

119. Beuer, F., P. Neumeyer, and M. Naumann, *Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers*. Journal of Oral Rehabilitation, 2009. **36**: 142-149.
120. Belser, U.C., M.I. MacEntee, and W.A. Richter, *Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study*. J Prosthet Dent, 1985. **53**: 24-29.
121. Karlson, F., *The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study*. Acta Odontol Scand, 1993. **51**: 129-134.
122. McLean, J.W. and J.A. Von Fraunhofer, *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J, 1971. **131**: 107-111.
123. Sulaiman, F., et al., *A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns*. Int J Prosthodont, 1997. **10**: 478-484.
124. Schmierer, A., *Vergleichende Untersuchungen zur Paßgenauigkeit des Kronenrandes*. 1976: Tübingen.
125. Gavelis, J.R., et al., *The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations*. J Prosthet Dent, 1981. **45**: 138.
126. Shillingburg, H.T., et al., *Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik*. 1989, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio: Quintessenz Verlag
127. Walther, W., *Vergleichende histologische Untersuchungen nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken*. Dtsch Zahnärztl Z, 1984. **39**: 787-790.
128. Dedmon, H.W., *Disparity in Expert Opinions on Size of Acceptable Marginal Openings*. Oper Dent, 1982. **7**: 97-101.
129. Groten, M., et al., *Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelzahnkronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998. **53**: 260-265.

130. Rudolph, H., et al., *Innovatives Modell zur Prüfung der internen und externen Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen*. Dtsch Zahnärztl Z, 2002. **57**: 540-544.
131. Moldovan, O., et al., *Interne und externe Passgenauigkeit CAM-gefertigter Zirkondioxidbrücken*. Dtsch Zahnärztl Z, 2006. **61**: 38-42.
132. Eppenberger, J., et al., *Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1987. **97**: 1237-1250.
133. Moore, J.H., et al., *Marginal distorsion of cast restorations included by cementation*. J Prosthet Dent 54, 1985. **54**: 336-340.
134. Sidler, P. and J.R. Strub, *In-vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen*. Dtsch Zahnärztl Z 1983. **38**: 564–571.
135. Welker, D., A. Hirschlipp, and H.-W. Hollwege, *Toxizität, Löslichkeit, Säuregrad und Fluoridabgabe von Glasionomer-Werkstoffen*. ZWR, 1997. **106**: 586–683.
136. Knappwost, A., *Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle*. Dtsch Zahnärztl Z, 1950. **5**: 1022-1030.
137. Friedl, K.-H., G. Schmalz, and K.-A. Hiller, *Flüssigkeitskulturen zur Prüfung der Wirkung zahnärztlicher Werkstoffe auf das Bakterienwachstum*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. **47**: 826–831.
138. Göbel, R., R. Luthardt, and D. Welker, *Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998. **53**: 295–298.
139. Bornemann, G., et al., *Analyse der internen 3D-Paßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3)*. Dtsch Zahnärztl Z 2001. **56**: 619-622.
140. Chan, C., et al., *Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns*. Quintessence Int, 1989. **20**: 189-192.

141. Kappert, H.F., H. Knode, and R. Schultheiss, *Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel*. Dtsch Zahnärztl Z, 1991. **46**: 129.
142. Tinschert, J., G. Natt, and H. Spiekermann, *Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken*. Dent Praxis, 2001. **43**: 293.
143. Geis-Gerstorfer, J. and P. Fäßler, *Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram*. Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: 692-694.
144. Mörmann, W.H., et al., *Effects of preparation and luting system on allceramics computer-generated crowns*. Int J Prosthodont, 1998. **11**: 333-339.
145. Ottl, P. and H.-C. Lauer, *Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen*. Quintessenz, 1996. **47**: 623-640.
146. Hegenbarth, E.A., *Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität*. Dent-Lab 1995. **43**: 797-809.
147. McDonald, A., *Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations*. Dent Update, 2001. **28**: 84-90.
148. Pröbster, L., *Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK, 1999.
149. Zirkonzahn, G., *Gebrauchsanweisung Zirkonzahn*. 2005.
150. Kwon, Y., J. Ferracane, and I. Lee, *Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites*. Dent Mater, 2012. **28**: 801-809.
151. Groten, M., S. Girthofer, and L. Pröbster, *Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro*. J Oral Rehabil, 1997. **24**: 871-881.
152. Nakamura, T., M. Nonaka, and T. Maruyama, *In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont, 2000. **13**:189-193.

153. Ishikiriama, A., et al., *Influence of some factors on the fit of cemented crowns*. J Prosthet Dent, 1981. **45**: 400-404.
154. May, K., et al., *Precision of fit: the Procera AllCeram crown*. J Prosthet Dent., 1998. **80**: 394-404.
155. Reich, S., et al., *Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems*. Eur J Oral Sci, 2005. **113**: 174-179.

8 Anhang

8.1 Tabellen

Deskriptive Statistik (Übersicht)

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µm]	Standard- abweichung
Krone 21 Typ 1 pal	10	25,3	176,6	69,6	42,5
Krone 21 Typ 1 vest	10	28,2	82,6	48,8	20,4
Krone 21 Typ 2 pal	10	47,6	141,2	89,9	25,4
Krone 21 Typ 2 vest	10	32,9	135,5	88,1	33,6
Krone 21 Typ 3	10	43,0	216,8	111,2	66,6
Krone 21 Typ 4 pal	10	13,1	133,9	59,2	32,7
Krone 21 Typ 4 vest	10	16,5	76,1	43,0	21,5
Krone 23 Typ 1 pal	10	26,5	220,7	61,3	59,0
Krone 23 Typ 1 vest	10	11,9	108,9	53,7	24,6
Krone 23 Typ 2 pal	10	45,8	204,3	104,4	43,4
Krone 23 Typ 2 vest	10	71,3	201,5	98,6	37,7
Krone 23 Typ 3	10	58,1	207,0	122,1	49,0
Krone 23 Typ 4 pal	10	19,1	131,1	46,4	33,3
Krone 23 Typ 4 vest	10	13,5	98,0	36,7	29,7
Krone 25 Typ 1 pal	10	23,7	107,0	59,2	31,8
Krone 25 Typ 1 vest	10	20,9	186,9	63,8	48,6
Krone 25 Typ 2 pal	10	40,0	118,0	79,5	25,6
Krone 25 Typ 2 vest	10	47,7	139,9	94,5	29,7
Krone 25 Typ 3	10	44,2	214,1	107,6	59,3
Krone 25 Typ 4 pal	10	5,2	87,7	41,2	23,2
Krone 25 Typ 4 vest	10	11,7	108,1	47,5	32,1
Krone 27 Typ 1 pal	10	31,9	112,2	71,5	25,1
Krone 27 Typ 1 vest	10	26,8	172,0	84,0	41,1
Krone 27 Typ 2 pal	10	70,3	158,5	92,4	26,9
Krone 27 Typ 2 vest	10	66,1	110,8	91,3	15,6
Krone 27 Typ 3	10	67,5	193,6	111,8	44,2
Krone 27 Typ 4 pal	10	10,9	97,9	41,5	25,6
Krone 27 Typ 4 vest	10	14,3	133,1	67,0	41,4

Tabelle 10 Statistische Auswertung der Einzelkronen nach Pfeilern, Randspaltyp u. Zahnoberfläche

	N	Minimum [µm]	Maximum [µm]	Mittelwert [µ]	Standard- abweichung
Brücke 21 Typ 1 pal	10	28,2	239,6	124,1	62,1
Brücke 21 Typ 1 vest	10	14,1	143,3	76,6	40,8
Brücke 21 Typ 2 pal	10	57,8	169,3	106,4	31,6
Brücke 21 Typ 2 vest	10	51,9	89,8	67,0	13,2
Brücke 21 Typ 3	10	73,6	155,2	116,0	27,0
Brücke 21 Typ 4 pal	10	22,0	243,9	116,7	77,8
Brücke 21 Typ 4 vest	10	15,0	173,4	82,5	48,4
Brücke 23 Typ 1 pal	10	107,5	346,3	190,8	73,0
Brücke 23 Typ 1 vest	10	33,7	124,5	81,4	31,8
Brücke 23 Typ 2 pal	10	79,3	249,7	149,3	54,3
Brücke 23 Typ 2 vest	10	55,1	134,8	77,9	24,2
Brücke 23 Typ 3	10	87,3	214,7	161,3	49,4
Brücke 23 Typ 4 pal	10	84,1	321,7	189,2	65,8
Brücke 23 Typ 4 vest	10	23,7	156,3	84,2	37,9
Brücke 25 Typ 1 pal	10	47,7	333,5	152,8	76,0
Brücke 25 Typ 1 vest	10	68,0	164,0	116,8	29,1
Brücke 25 Typ 2 pal	10	63,7	143,7	104,2	26,7
Brücke 25 Typ 2 vest	10	48,1	94,2	64,6	15,4
Brücke 25 Typ 3	10	68,1	315,9	169,7	73,8
Brücke 25 Typ 4 pal	10	31,1	405,9	168,3	98,9
Brücke 25 Typ 4 vest	10	39,6	199,8	113,1	44,8
Brücke 27 Typ 1 pal	10	120,7	244,1	169,9	44,1
Brücke 27 Typ 1 vest	10	26,9	320,4	109,2	85,7
Brücke 27 Typ 2 pal	10	76,4	174,1	120,9	36,8
Brücke 27 Typ 2 vest	10	54,7	106,9	75,0	17,3
Brücke 27 Typ 3	10	157,0	380,2	218,7	73,8
Brücke 27 Typ 4 pal	10	119,9	273,4	168,2	48,8
Brücke 27 Typ 4 vest	10	16,8	353,0	100,8	102,1

Tabelle 11 Statistische Auswertung der Brückenpfeiler nach Zahn, Randspalttyp und Zahnoberfläche

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Einteilung der Keramiken nach Herstellungsverfahren	4
Abb. 2	Einteilung der Keramiken nach Befestigungsverfahren [35]	5
Abb. 3	Einteilung der Keramiken aus werkstoffkundlicher Sicht	5
Abb. 4	Umwandlung der ZrO_2 -Phasen in Abhängigkeit von der Temperatur [52]	10
Abb. 5	Der Zirkograph mit Absauganlage [90]	22
Abb. 6	Das Zirkonoxid-Gerüstmaterial ZirkonZahn Ice (Grünling) [90]	23
Abb. 7	Das pantographische Prinzip [90]	23
Abb. 8	Fräsen des vergrößerten Gerüsts	24
Abb. 9	Die Kunststoffmodellation	24
Abb. 10	Definition des Randspaltes nach <i>Holmes</i> [107]	29
Abb. 11	Übersicht Material und Methode	34
Abb. 12	Vorgegebene Negativform aus Kontursil	36
Abb. 13	Einzelstumpfmodell	37
Abb. 14	Sägestumpfmodell	37
Abb. 15	Erste Kunststoffschiicht	38
Abb. 16	Zweite Kunststoffschiicht	38
Abb. 17	Randgestaltung mit Rigid White	38
Abb. 18	Vierte Kunststoffschiicht	38
Abb. 19	Käppchen nach Ausarbeitung	38
Abb. 20	Modellierkunststoffe transparent und weiß	38
Abb. 21	Kunststoffmodellation vom Arbeitsstumpf entfernt	39
Abb. 22	Materialien zur Herstellung der Kunststoffplatten	39
Abb. 23	Eingezeichneter Äquator und Schneidelinie	39
Abb. 24	Ausgeschnittene Kunststoffscheibe	39
Abb. 25	Kunststoffrahmen mit Kunststoffmodellation verklebt	39
Abb. 26	Kunststoffplatte im Gerät fixiert	40
Abb. 27	Sägestumpfmodell für 14er Brücke	41
Abb. 28	Kunststoffmodellation der Brückenankerkäppchen	41
Abb. 29	Kunststoffmodellation Brücke	41
Abb. 30	Modellation vom Modell abgenommen	41
Abb. 31	Modellation reponiert, Brückenglieder durchtrennt	41
Abb. 32	Brückenmodellation, wieder verklebt mit Trägerplatte	41

Abb. 33	Letzte Prüfung der Passung.....	41
Abb. 34	li./mi./re.: Positionsabgleich: Fräser berührt Zirkonblock bei gleichzeitigem Abstand des Tasters von der Modellation (1mm)	42
Abb. 35	li.: Kunststoffmodellation und Zirkonblock in optimaler Position, re.: mit Sekundenkleber im Gerät fixiert	42
Abb. 36	Orientierungshilfen für Brückengerüst	44
Abb. 37	Begonnene Grobfräsung	44
Abb. 38	Grobfräsung Ansicht cervical	44
Abb. 39	Begonnene Grobfräsung okklusal	44
Abb. 40	Vollendete Grobfräsung okklusal	44
Abb. 41	Randfreilegung Einzelkrone	45
Abb. 42	Grobfräsung okklusal	45
Abb. 43	Feinfräsung Brückengerüst	46
Abb. 44	Brückengerüst aus Rahmen getrennt.....	46
Abb. 45	Fertiges Brückengrünkörpergerüst von okklusal	46
Abb. 46	Fertiges Brückengrünkörpergerüst stehend auf Fuß von cervical	46
Abb. 47	Feinfräsung Einzelkronenkäppchen von cervical	47
Abb. 48	Feinfräsung Einzelkronenkäppchen von okklusal	47
Abb. 49	Einzelkronenkäppchen aus Rahmen getrennt	47
Abb. 50	Einzelkronenkäppchen mit versäuberten Trennstellen	47
Abb. 51	Lagerung des Gerüsts zum Sintern.....	48
Abb. 52	Brückengrünkörpergerüst vor dem Sintern - li.: von cervical; re.: von okklusal	49
Abb. 53	Brückengerüst nach dem Sintern – li.: von okklusal, re.: von cervical.....	49
Abb. 54	Brückengerüst von Rahmen getrennt.....	50
Abb. 55	Primärpassung Einzelkronenkäppchen	51
Abb. 56	Angemalter Pfeilerstumpf, Diamantschleifer und Zirkonoxid-käppchen	51
Abb. 57	Einzelkronenkäppchen auf Stumpf während des Aufpassvorgangs ..	51
Abb. 58	Primärpassung vestibulär	51
Abb. 59	Primärpassung palatinal	51
Abb. 60	li./re.: Brückengerüst fertig aufgepasst	52
Abb. 61	Brückengerüst in Zementierhilfe	53
Abb. 62	Einzelkronengerüst in Zementierhilfe.....	53

Abb. 63	Stumpfbasen mit übertragenen Pfeilerachsen	54
Abb. 64	Vestibulär sichtbare Markierungen	54
Abb. 65	Modell mit Klebeband umwickelt.....	54
Abb. 66	Modell in Superhartgips eingebettet	54
Abb. 67	Gipsblock von Sockel getrennt	55
Abb. 68	Schnittlinien angezeichnet	55
Abb. 69	In einzelne Proben getrennter Block.....	55
Abb. 70	Zu Quadern getrimmte Proben.....	55
Abb. 71	Pfeilerachse parallel zur Schnittebene in Halter positioniert	56
Abb. 72	Haltevorrichtung mit Gipsblock in Trenngerät eingebracht	56
Abb. 73	Schematische Darstellung der Schnittlinien	56
Abb. 74	Fertige Schnitte eines Molaren und Inzisiven.....	56
Abb. 75	Graphische Darstellung der Randspalttypen [62].....	58
Abb. 76	Schnittproben Typ 1 palatinal, Typ 1 vestibulär.....	58
Abb. 77	Typ 2 palatinal	58
Abb. 78	Typ 3 teilweise abgebildet	58
Abb. 79	Schnittprobe Typ 4 palatinal	58
Abb. 80	Typ 4 vestibulär	58
Abb. 81	Dateistruktur.....	59
Abb. 82	Erklärung der Boxplots [88]	60
Abb. 83	Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 1	62
Abb. 84	Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 2	64
Abb. 85	Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 3	65
Abb. 86	Vergleich der Einzelkronenzähne innerhalb des Randspalttyps 4	67
Abb. 87	Vergleich der Zahnflächen palatinal gegen vestibulär an allen Einzelkronen	69
Abb. 88	Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 1	70
Abb. 89	Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 2.....	72
Abb. 90	Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 3.....	73
Abb. 91	Vergleich der Brückenpfeiler innerhalb des Randspalttyps 4.....	75
Abb. 92	Vergleich der Zahnflächen palatinal gegen vestibulär an allen Brückenpfeilern.....	77
Abb. 93	Brücken Randspalttyp 1	77
Abb. 94	Brücken Randspalttyp 2	78

Abb. 95	Brücken Randspalttyp 4	78
Abb. 96	Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 21	80
Abb. 97	Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 23	81
Abb. 98	Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 25	82
Abb. 99	Vergleich der Randspaltwerte Einzelkronen gegen Brückenanker an Zahn 27	83

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 1	62
Tabelle 2	Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 2	63
Tabelle 3	Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 3	65
Tabelle 4	Statistische Auswertung Einzelkronen Randspalttyp 4	66
Tabelle 5	Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 1	70
Tabelle 6	Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 2	71
Tabelle 7	Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 3	73
Tabelle 8	Statistische Auswertung Brückenpfeiler Randspalttyp 4	74
Tabelle 9	Parameterfreier Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Einzelkronen und Brückenanker	79
Tabelle 10	Statistische Auswertung der Einzelkronen nach Pfeilern, Randspalttyp u. Zahnoberfläche	114
Tabelle 11	Statistische Auswertung der Brückenpfeiler nach Zahn, Randspalttyp und Zahnoberfläche	115

8.4 Materialliste

Produkt	Firma	Standort
Acceleratorspray	Zirkonzahn®	Gais
Accutom-2	Struers	Ballerup, DK
Alkohol (Isopropanol 70%)		
Attak	Henkel	Düsseldorf
Axioskop 2	Carl Zeiss AG	Oberkochen
Bleistift	Staedtler	Nürnberg
Buntstift	Staedtler	Nürnberg
Camera Shooting Software	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
Camera Shooting Software	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
diamantierte Trennscheibe 918 PB	Komet Gebr. Brasseler GmbH	Lemgo
ELV 0,35/165	Thermo-Star GmbH	Aachen
Folienstift wasserlöslich	Stabilo	Heroldsberg
Frame A+B	Zirkonzahn	Gais
Frame Separating Spray	Zirkonzahn	Gais
Frameformer 1,2,3	Zirkonzahn	Gais
Frasacomodell	Frasaco GmbH	Tettnang
Fräse + Taster 1L	Zirkonzahn	Gais
Fräse + Taster 2L	Zirkonzahn	Gais
Fräse + Taster 4L	Zirkonzahn	Gais
Geodreieck	Staedtler	Nürnberg
Handstück	KaVo Dental	Biberach
Hartmetallfräser 004	Zirkonzahn	Gais
Hartmetallfräser EF	Komet Gebr. Brasseler GmbH	Lemgo
Hartmetallfräser GEA	Komet Gebr. Brasseler GmbH	Lemgo
Hartmetallfräser GSQ	Komet Gebr. Brasseler GmbH	Lemgo
Hartmetallfräser UK	Komet Gebr. Brasseler GmbH	Lemgo
ICE Zirkon 1er, 3er, 16er	Zirkonzahn	Gais
Jetpin	Jan Langner	Schwäbisch Gmünd
Ketac-Cem-Aplicap/ Maxicap	3M Espe	Seefeld
Kontursil	Siladent	Goslar
Kunststoffplatten, lichthärtend	Palatray XL	Hanau
Optimas 6.5	MediaCybernetics	Silver Spring, USA
Optosil comfort	Heraeus Kulzer GmbH	Hanau

Produkt	Firma	Standort
ResinRock	Whip Mix Europe GmbH	Dortmund
Rigid	Zirkonzahn	Gais
Rigid Transparent	Zirkonzahn	Gais
Rotring-Diamantschleifkörper	Komet	Lemgo
Sinterofen Zirkonofen 600	Zirkonzahn	Gais
Sinterscheibe	Zirkonzahn	Gais
SPSS Version 16.0	SPSS Inc.	Chicago, USA
Stemi 1000	Carl Zeiss AG	Oberkochen
Targis Quick	Ivoclar Vivadent	Schaan, FL
Vaseline	Elida Fabergé	Hamburg
Zirkograph	Zirkonzahn	Gais

9 Danksagung

Mein Dank gilt dem Vorstand der Zahnärztlichen Prothetik in der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, Professor Dr. D. Edelhoff sowie dessen Amtsvorgänger, Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, die die Durchführung dieser Studie ermöglichten.

Prof. Dr. F. Beuer danke ich besonders für die freundliche und kompetente Beratung und Hilfe bei der praktischen und schriftlichen Fertigstellung dieser Arbeit.

Für die technische Einweisung am Zirkographen möchte ich mich bei dem zahn-technischen Labor Hörterer in Grassau bedanken.

Ebenso bedanke ich mich bei dem gesamten Zahntechniker-Team der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, das mir stets hilfsbereit zur Seite stand, vor allem bei Herrn J. Schweiger, Herrn P. Neumeier und Frau M. Eichberger, die mit ihrem Fachwissen und ihrer tatkräftigen Unterstützung zu einem steten Fortschreiten der praktischen Durchführung der Dissertation beigetragen haben.

Herrn Dr. K. Erdelt danke ich für die Unterstützung am Computer.

Für die Unterstützung bei der Layoutgestaltung und Korrekturarbeiten danke ich Herrn F. Adam und Herrn A. Müller-Stahl.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie.

Ein großes Dankeschön an meine Eltern, die mir durch die finanzielle und mentale Unterstützung, sowie durch ausdauernde Kinderbetreuung das Studium und die Dissertation ermöglichten.

Ganz herzlich möchte ich mich auch bei meinen Schwiegereltern für die unermüdliche Kinderbetreuung während der Entstehung dieser Arbeit bedanken.

Eidesstattliche Versicherung

Müller-Stahl, Claudia

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Vergleich der marginalen und internen Passung von im Kopierfräsverfahren gefertigten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Kenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorliegende Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ebersberg, den 14.07.2015

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand